

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky

Bakalářská práce

2014/2015

Jan Valošek

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Automatizovaný software pro úpravu a analýzu
medicínských snímků
Automated software for processing and analysis of
medical images

2014/2015

Jan Valošek

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání bakalářské práce

Student: **Jan Valošek**
Studijní program: B2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik
Téma: **Automatizovaný software pro úpravu a analýzu medicínských snímků**
Automated Software for Processing and Analysis of Medical Images

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování principu činnosti medicínských zobrazovacích metod.
2. Nastudování jednotlivých principů pro vizualizaci cévního řečiště.
3. Nastudování metod segmentace medicínských obrazových dat.
4. Softwarová implementace segmentačních metod pro detekci cévního řečiště.
5. Vytvoření graficko-uživatelského rozhraní analýzy cévního řečiště.
6. Testování navržených algoritmů na reálných medicínských obrazových datech.
7. Zhodnocení dosažených výsledků práce.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] DOUGHERTY, Geoff. Image analysis in medical imaging: recent advances in selected examples. *Biomed. Imaging Interv.* 2010 Jul-Sep, 6(3),e32. ISSN 1823-5530. doi:10.2349/biij.6.3.e32.
- [2] BEUTEL, J., H.L. KUNDEL a R.L. VAN METTER. *Handbook of Medical Imaging; vol. I Physics and psychophysics.* Bellingham, Washington: SPIE, 2000. ISBN 978-0819436214.
- [3] RANGAYYAN, Rangaraj M. *Biomedical Image Analysis.* Boca Raton, FL: CRC Press, 2005. ISBN 978-0203492543.
- [4] MEYER-BASE, Anke. *Pattern Recognition for Medical Imaging.* San Diego, CA: Elsevier Academic, 2004. ISBN 978-0124932906.
- [5] DOUGHERTY, Geoff. *Digital Image Processing for Medical Applications.* Cambridge: Cambridge University Press, 2009. ISBN 978-0521860857.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Jan Kubiček**

Datum zadání: 01.09.2014

Datum odevzdání: 07.05.2015

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení o autorství

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

Dne: 4.5.2015

Podpis autora:



Poděkování

Touto cestou bych rád poděkoval mému vedoucímu práce Ing. Janu Kubíčkovi za cenné rady a podněty, které mi poskytl během tvorby této práce.

Abstrakt

Cílem této bakalářské práce je vývoj a vytvoření softwaru s graficko-uživatelským rozhraním sloužícího pro segmentaci cévního systému z MRI a CT. Hlavní dominantou softwaru je provádění segmentace (extrakce) cévního řečiště z těchto snímků a následná filtrace zbylého pozadí. Kromě prezentování vývoje samotného softwaru pro úpravu medicínských snímků, ve kterém jsou zaimplementovány algoritmy provádějící segmentaci cévního řečiště a filtraci zbylého pozadí jsou v této práci rozebrány také základní principy zobrazovacích metod, možností segmentace obrazu obecně a způsobů segmentace cévního řečiště.

Testování softwaru na reálných medicínských datech bylo umožněno díky spolupráci s Nemocnicí Podlesí v Třinci, která poskytla série snímků celkem 25 pacientů vyšetřených pomocí angiografie magnetickou rezonancí nebo angiografie výpočetní tomografií.

Klíčová Slova

Zpracování obrazu, Digitální subtrakční angiografie, Angiografie výpočetní tomografií, Angiografie magnetickou rezonancí, Segmentace cévního řečiště, Filtrace obrazu

Abstract

The aim of this bachelor's thesis is design software with graphical-user interface for blood vessel analysis. The main feature of this software is doing extraction of blood vessel and filtering remaining background from images which were taken by MRI and CT. In this thesis there is explanation of design the software for processing and analysis of medical images where are implemented algorithms for segmentation of blood vessel and filtering background. Furthermore there are explained basic principles imaging methods, options of segmentation usual images and options of blood vessel analysis.

Testing of this software on real medical images has been possible by cooperation with Trinec Hospital which provided samples of the 25 patients records from magnetic resonance angiography and computed tomography angiography.

Key words

Image processing, Digital subtraction angiography, Computed tomography angiography, Magnetic resonance angiography, Blood vessel analysis, Image filtering

Seznam použitých zkratk

CT – Výpočetní tomografie (Computed tomography)

CTA – Angiografie výpočetní tomografií (Computed tomography angiography)

DSA – Digitální subtrakční angiografie (Digital subtraction angiography)

MRI – Zobrazování magnetickou rezonancí (Magnetic resonance imaging)

MRA – Angiografie magnetickou rezonancí (Magnetic resonance angiography)

PET – Pozitronová emisní tomografie (Positron emission tomography)

RoI – Oblast zájmu (Region of Interest)

SPECT – Jednofotonová emisní výpočetní tomografie (Single-photon emission computed tomography)

USG – Ultrasonografie

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Zobrazovací metody.....	2
2.1	Rentgenové zobrazovací metody.....	2
2.1.1	Vlastnosti a vznik rentgenového záření.....	2
2.1.2	Kvalita rentgenového obrazu.....	3
2.1.3	Digitální subtrakční angiografie.....	4
2.2	Výpočetní tomografie.....	5
2.2.1	Princip výpočetní tomografie.....	5
2.2.2	CT Angiografie.....	6
2.3	Magnetická rezonance.....	7
2.3.1	Princip magnetické rezonance.....	7
2.3.2	Angiografie magnetickou rezonancí.....	8
3	Segmentace obrazu.....	9
3.1	Metody detekující hrany.....	9
3.1.1	Detekce pomocí první derivace.....	10
3.1.2	Detekce pomocí druhé derivace.....	10
3.1.3	Metoda Aktivní kontury.....	11
3.2	Metody detekující oblasti.....	12
3.2.1	Metoda šíření oblasti.....	12
3.2.2	Metoda dělení a spojování oblastí.....	12
3.3	Statické metody.....	13
3.3.1	Prahování.....	13
3.3.2	Otsu metoda.....	14
3.3.3	Metoda shlukování pixelů.....	15
3.4	Hybridní metody.....	15
3.4.1	Watershed transformace.....	16
3.5	Znalostní metody.....	16
3.5.1	Active Appearance Models.....	16
4	Segmentace cévního řečiště.....	18

4.1	Vlastní čísla Hessianovy matice.....	18
4.2	Aktivní kontury	20
4.3	Algoritmus CAC	21
4.4	Otsu metoda	21
5	Návrh metody segmentující cévní řečiště	22
5.1	Princip Otsu metody.....	22
5.1.1	Realizace algoritmu pro výpočet Otsu metody	24
5.2	Implementace algoritmu multilevel Otsu metody	28
5.2.1	Princip navrhovaného algoritmu	28
5.2.2	Testování algoritmu na reálných datech.....	29
5.3	Extrakce cévního řečiště.....	35
5.3.1	Struktura algoritmu filtrace	35
5.3.2	Princip funkce algoritmu filtrace a aplikace na medicínská data	37
5.4	3D matice snímků.....	39
5.5	Graficko-uživatelské rozhraní	41
5.5.1	Hlavní menu	41
5.5.2	Editace jednoho snímku	42
5.5.3	Editace více snímků	47
6	Testování navrženého algoritmu na klinických datech	53
6.1	Testování editace jednoho snímku	53
6.1.1	Zhodnocení.....	59
6.2	Testování editace více snímků	59
6.2.1	Zhodnocení.....	64
	Závěr	65

1 Úvod

Propojení medicíny a výpočetní techniky je díky technologickému pokroku v posledních letech velmi prospěšné pro celou oblast lékařství. Diagnostika je lékařům usnadňována pomocí různorodých programů a softwarových prostředků. Tato práce se věnuje vývoji a vytvoření jednoho z nich. A to konkrétně softwaru pro úpravu medicínských snímků získaných pomocí angiografických vyšetření.

Zde prezentovaný software disponuje především možnostmi segmentovat cévní řečiště z původních snímků s nastavením různé citlivosti segmentace (nastavením různého počtu prahovacích úrovní, dle kterých je snímek segmentován) a možností odfiltrovat zbylé pozadí ze segmentovaných snímků. Tímto uživatel získává možnost posuzovat pouze samotné cévní řečiště bez rušivého pozadí. Software dokáže pracovat, jak s jedním snímkem, tak i s celou sérií snímků daného pacienta a díky tomu je uživateli poskytnuta možnost získání 3D modelu cévního řečiště, s kterým je možné natáčet a dále ho posuzovat.

Obsahem této práce není ovšem jen prezentování vývoje a vytvoření softwaru pro úpravu medicínských snímků, ale i přiblížení oblastí, které jsou potřebné k pochopení toho, jak software funguje a k čemu slouží.

První oblastí, která je v této práci rozebrána a přiblížena je oblast zobrazovacích metod. Podrobněji jsou zde rozebrány především angiografické zobrazovací metody, pomocí kterých jsou získávány vstupní data pro zde vyvíjený software. Druhou přiblíženou oblastí je oblast věnována segmentaci obrazu. Zde je rozebráno, jakými způsoby obecně je možné obraz segmentovat, a tím z původního snímku extrahovat jen požadované části. V následující kapitole je pak pozornost věnována konkrétně segmentaci cévního řečiště z medicínských snímků pomocí různých přístupů k této problematice.

V praktické části práce je rozebrán návrh algoritmu na základě Otsu metody sloužící k segmentaci cévního řečiště, jeho modifikace pro možnost nastavení různého počtu prahovacích úrovní, způsob práce s 3D modelem cévního řečiště a další potřebné kroky pro vytvoření finálního softwaru pro úpravu medicínských snímků.

2 Zobrazovací metody

Zobrazovací metody jsou takové metody, které umožňují lepší lékařskou diagnostiku zkoumaných částí lidského těla, a tím do velké míry přispívají k prevenci a případné léčbě nemocí. Jsou jimi rentgenové zobrazovací metody (skiografie a skiaskopie), výpočetní tomografie (CT), ultrazvuková sonografie (USG), zobrazování magnetickou rezonancí (MRI) a metody využívající ionizujícího záření (scintigrafie, PET a SPECT).[1,2]

V této kapitole je kladen důraz především na popsání principů a výstupů metod sloužících k vyšetření cévního řečiště se zaměřením se na jejich výhody, nevýhody a parametry výstupního obrazu.

2.1 Rentgenové zobrazovací metody

Rentgenové zobrazovací metody pracují na principu detekce různého útlumu rentgenového záření v různých tkáních lidského organismu. Tyto metody patří mezi nejdůležitější diagnostické metody používané v medicíně obecně. Pro zobrazení cévního řečiště je dnes v praxi hojně využívána digitální substrakční angiografie, která je popsána níže detailněji.[1]

2.1.1 Vlastnosti a vznik rentgenového záření

Rentgenové záření neboli záření X je elektromagnetické záření o velmi krátké vlnové délce 5 až 50 pm (což je řádově o 10^7 kratší vlnová délka než v případě ultrazvukové sonografie). Je neviditelné a šíří se rychlostí světla.

Z hlediska medicíny má následující významné vlastnosti:

- prochází hmotou, v níž se částečně absorbuje (v závislosti na složení hmoty a kvalitě záření)
- způsobuje ionizaci a excitaci atomů v absorbované látce
- vyvolává fluorescenci
- má biologické účinky

Základní princip získávání obrazu je založen na pronikání rentgenového záření vznikajícího v rentgence skrze vyšetřovaný objekt, v němž je část záření absorbována a prošlá část je zobrazována na luminiscenčním stínítku nebo maticí detektorů u digitálního rentgenu. Tímto způsobem vzniká rentgenový obraz vyšetřovaného objektu.

Samotné rentgenové záření vzniká v rentgence, což je vakuová skleněná trubice uložená v olověném krytu s dvěma elektrodami (katodou a anodou). Rozžhavením kladné elektrody (katody) jsou uvolňovány elektrony, které jsou urychlovány vysokým napětím (20 až 200 kV) mezi katodou a anodou. Elektrony pak při dopadu na zápornou elektrodu (anodu) mění svou kinetickou energii na teplo (99%) a rentgenové záření (1%). Z důvodu vysokých teplot jsou elektrody vyrobeny z wolframu, který má vysokou teplotu tání (3410°C) a anoda je konstruována jako rotační, čímž se tepelná zátěž rozloží na větší plochu. Dopadová rovina anody je skloněná v úhlu 10° - 19° od kolmice ke směru letu elektronů, což umožňuje odklon a odvádění svazku záření výstupním okénkem v krytu rentgenky.

Rentgenový svazek je pak filtrován hliníkovou destičkou (1 až 4mm), která zachycuje dlouhovlnnou část rentgenového spektra, které by byla pohlcena kůží pacienta a znamenala by zbytečnou radiální zátěž. Primární clonou (nastavitelné olověné lamely) je svazek rentgenového záření zužován na požadovanou velikost.

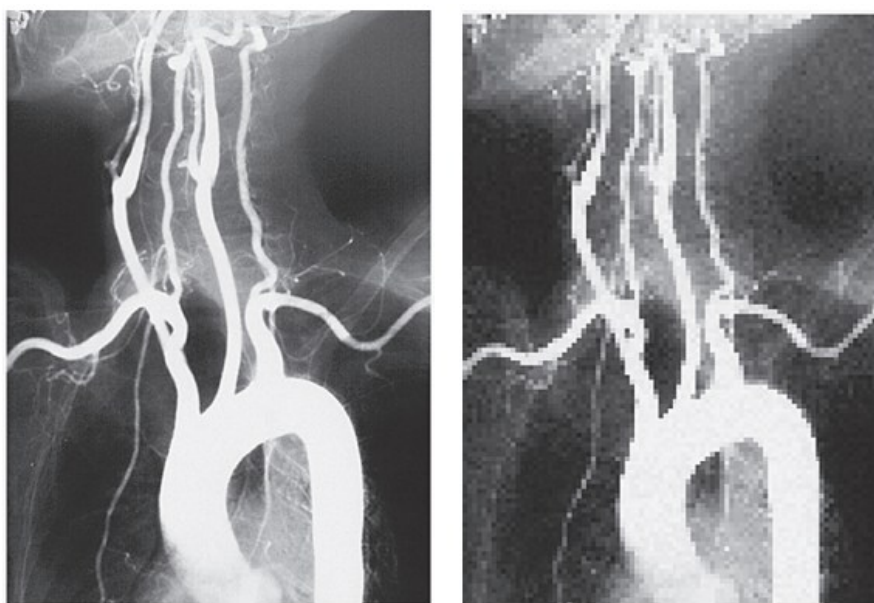
Absorbované záření má negativní biologické účinky na vyšetřovaný organismus z důvodu ionizace a excitace atomů. Z tohoto důvodu se v medicíně uplatňuje snaha, co nejvíce zkrátit dobu vyšetření a co nejméně pacienta rentgenovým zářením zatěžovat. V této podkapitole je vycházeno z [2,3].

2.1.2 Kvalita rentgenového obrazu

Pro kvalitní rentgenové zobrazení a správné rozeznání struktur zachycených na rentgenovém snímku jsou podstatné následující parametry:

- **Ostrost obrazu**

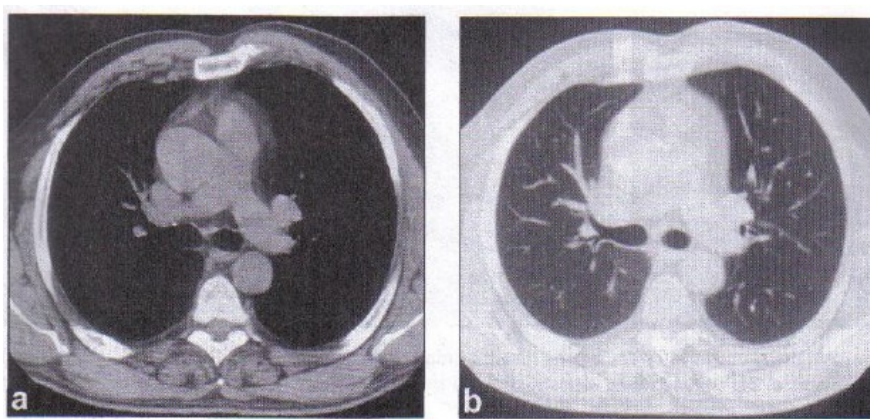
Pro dosažení co největší ostrosti a z toho vyplývající rozlišovací schopnosti (= nejmenší vzdálenost dvou bodů při které se zobrazují jako oddělené struktury) je důležitým parametrem malý rozměr dopadového ohniska, z něhož je generováno rentgenové záření a vlastnosti zobrazovacího média. Rozlišovací schopnost u rentgenových snímků se pohybuje v rozsahu 0,5mm až 2mm. Parametr značně zhoršující ostrost a rozlišovací schopnost je rozmazávání obrazu, ke kterému dochází z důvodu pohybových artefaktů (pohyb pacienta samotného a pohyby struktur v pacientově těle (např. pulsace srdce)).



Obr. 1 – Porovnání ostrého obrazu vlevo a rozostřeného vpravo. Upraveno dle [14].

- **Kontrast zobrazení**

Kontrastem rozumíme rozlišení co největšího počtu odstínů šedi na rentgenovém snímku. Kontrast je dán dvojicí faktorů. A to absorpčními vlastnostmi tkání díky jejich různé hustotě a na správně zvolené energii rentgenového záření. Kontrastu v místech, kde by nebyl patrný lze dosáhnout podáním kontrastních látek. Nejlepšího kontrastu dosahují CT přístroje díky digitálnímu zpracování a možné úpravě obrazu. Lidské oko je schopno rozlišovat přibližně jen 16 odstínů šedi, proto je z celé škály šedi vždy vybírána jen určitá část tzv. okno (část, kde mají tkáně podobnou strukturu a densitu), o které chtějí být získány informace. Viz Obr. 2.



Obr. 2 – Příklad použití různých oken u CT vyšetření. Zleva: měkkotkáňové okno, plicní okno.[3]

- **Šum**

Šum je rušivý signál zhoršující rozlišovací schopnost jednotlivých struktur obrazu. U klasických filmů a luminiscenčních stínítek je pro získání nezašuměného obrazu potřebný optimální počet fotonů, jež je dán citlivostí použitého materiálu. Snímek je pak správně exponován. U detektorů, které jsou digitální, je šum udáván pomocí tzv. detekční kvantové účinnosti, která nám říká, jaké procento fotonů rentgenového záření dopadlo na detektor a je využito k vytvoření snímku.

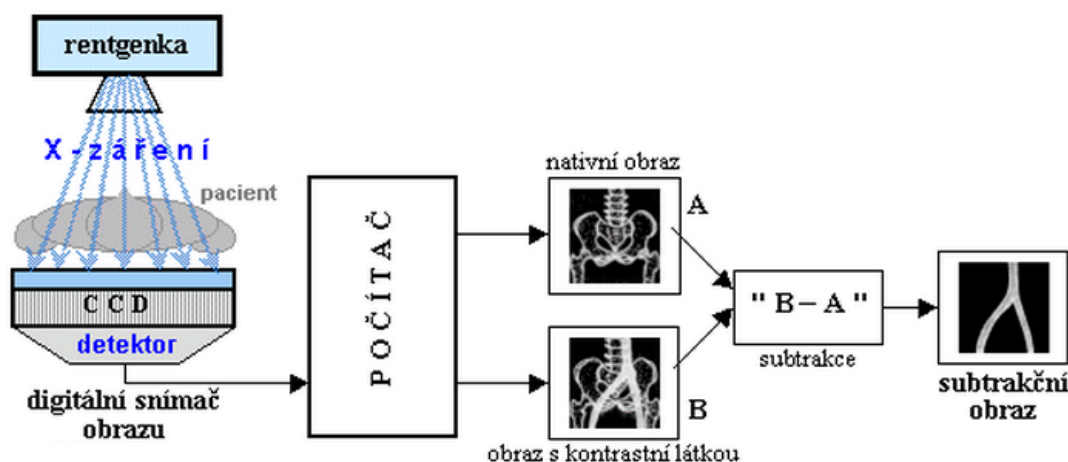
Rentgenový snímek může být dále ovlivněn strukturami, které nepocházejí ze zobrazovaného objektu. Ty jsou označovány jako falešné artefakty a mohou jimi být například nečistoty na fotografickém filmu či špatná homogenita digitálních detektorů. V této podkapitole je vycházeno z [3,4 a 12].

2.1.3 Digitální subtrakční angiografie

Cílem digitální subtrakční angiografie (DSA) je zvýraznění cévního řečiště, které by při normálních rentgenových snímcích nebylo patrné, či bylo jen špatně rozeznatelné, na základě subtrakce (odečtení) dvou snímků stejné oblasti lišících se přítomností a rozložením kontrastní látky.[8]

Principem metody je nejprve získání snímku digitálním rentgenem potřebné oblasti bez kontrastní látky (snímek nativní) a poté po její aplikaci. Numerickým odečtením snímku bez kontrastní látky od snímku s kontrastní látkou se odečtou nezměněné struktury (např. kosti) a zůstávají jen změněné struktury – cévní řečiště naplněné kontrastní látkou. Takto vzniklý snímek se nazývá subtrakční obraz.[8]

Aplikace kontrastní látky (na bázi jódu) probíhá katétrem zavedeným do oblasti třísla. Výstupem této metody jsou pouze 2D snímky zkoumané oblasti. Oproti tomu níže zmíněvaná CTA přináší možnost zobrazení ve 3D, větší rychlost vyšetření a umožňuje sledovat výsledný prostorový obraz v libovolné projekci. V dnešní klinické praxi se obě metody doplňují.[13]



Obr. 3 – Schéma funkce digitální subtrakční angiografie. Upraveno dle [8].

2.2 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie (CT) je zobrazovací metoda využívající digitální zpracování dat o průchodu rentgenového záření v mnoha průmětech vyšetřovaným objektem.[3]

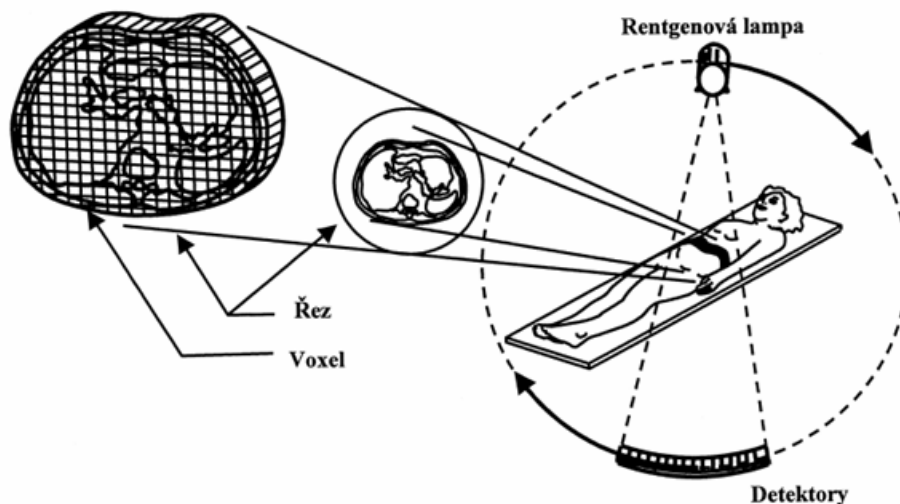
Vyšetření cévního systému pomocí výpočetní tomografie je označováno jako CT angiografie a je níže popsáno detailněji.

2.2.1 Princip výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie zjišťuje absorpci rentgenového záření ve velice malých objemových částech tzv. voxelech (3D objemová buňka analogická k pixelu ve 2D zobrazení), čímž je dosažena vysoká rozlišovací schopnost a kontrast. Principem je detekce rentgenového záření, které je průchodem skrze pacienta zeslabeno. Rentgenka s detektory záření rotuje kolem pacienta po kruhové dráze v tzv. gantry, přičemž je pacient prosvěcován (Obr. 4). Následně je za pomoci matematických algoritmů provedena rekonstrukce vyšetřované oblasti, čímž jsou získány příčné řezy vyšetřované oblasti.[1]

Posuzování řezů probíhá na základě posouzení zeslabení záření v jednotlivých bodech obrazu pomocí tzv. Hounsfieldových jednotek, jež mají základní stupnici rozdělenou na 2000 jednotek

v rozsahu ± 1000 . Denzity pro některé tkáně jsou uvedeny v Tab. 1. Existují ovšem i hutnější kosti, kterou svou denzitou převyšují rozsah stupnice, proto stupnice pokračuje i nad rozsah $+1000$. [2,3]



Obr. 4 – Princip CT vyšetření. [5]

Druh tkáně	Denzita [HU]
kosti, kalcifikace	> 85
sražená krev	65 až 85
měkké tkáně	25 až 70
tekutinové útvary (moč, voda...)	0 až 15
tuk	-40 až -120
vzdušné plíce	-800 až -900

Tab. 1 – Přehled denzit některých typů tkání. Vytvořeno dle [3].

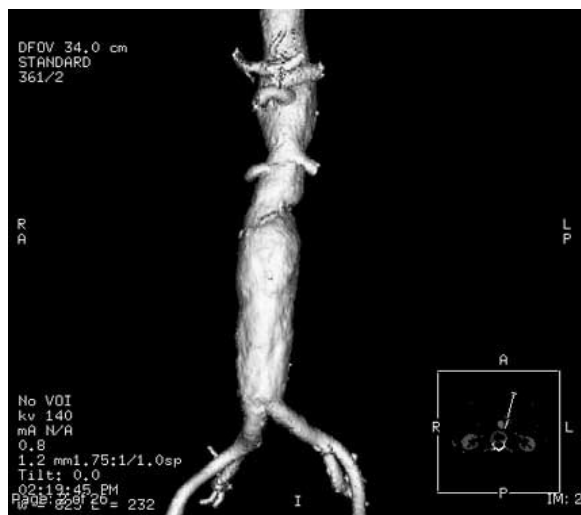
Je rozlišováno mezi konvenčním a spirálním CT vyšetřením. Při konvenčním vyšetření jsou zhotovovány postupně jednotlivé řezy, mezi nimiž se stůl s pacientem posunuje o stanovenou vzdálenost. Při spirálním CT vyšetření pacient kontinuálně projíždí otvorem v gantry, čímž jsou získávány na sebe navazující data vyšetřované oblasti. [3]

Vyšetření pomocí výpočetní tomografie je hojně používáno a umožňuje vyšetření všech oblastí lidského těla. Nevýhodou je vystavení pacienta dávce rentgenového záření. Výhodami naopak jsou vysoká rozlišitelnost, možnost rekonstrukce 3D obrazů a vysoká rychlost vyšetření u moderních přístrojů. [2]

2.2.2 CT Angiografie

Vyšetření cévního řečiště pomocí výpočetní tomografie je nazýváno CT angiografií (CTA). Během této metody je pacientovi pomocí katétru vstříknuta kontrastní látka do periferní žíly a správným načasováním startu skenování je provedena sekvence řezů pomocí spirálního režimu CT. Následně je pomocí počítače a speciálního softwaru vytvořena digitální rekonstrukce, která umožňuje mimo jiné 3D zobrazení cévního řečiště. [3]

Možnými nevýhodami tohoto vyšetření mohou být artefakty zapříčiněny srdeční pulsací, dýcháním či pohybem pacienta a kostní artefakty v oblasti mozku. Další nevýhodou je vystavení pacienta dávce rentgenového záření. Výhody ale převažují. Jsou jimi možná detekce zúžení či ucpání cév a přesnější anatomické zobrazení menších cév než u MRA. Dle [18] poskytuje CT angiografie o 18 procent lepší schopnost detekce ischemické choroby srdeční než angiografie magnetickou rezonancí. Rychlost vyšetření CTA je také značně rychlejší než v případě MRA.



Obr. 5 – 3D rekonstrukce části aorty získané pomocí CT angiografie.[13]

2.3 Magnetická rezonance

Vyšetření magnetickou rezonancí je neinvazivní diagnostická metoda. Pracuje na principu zjišťování změn magnetických momentů prvků s lichým protonovým číslem dané tkáně, která je vložena do silného magnetického pole a jsou na ní aplikovány (vysílány) radiofrekvenční pulzy.

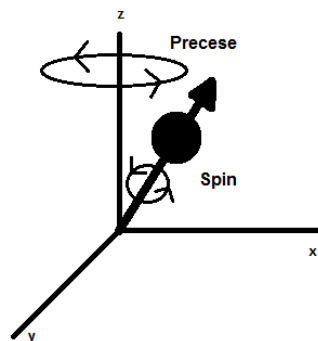
Níže v této podkapitole je věnována pozornost převážně zobrazování cévního systému pomocí magnetické rezonance neboli angiografie magnetickou rezonancí (MRA). Kromě této techniky je v medicíně používáno také zobrazování magnetickou rezonancí (MRI) označované někdy jako tomografie magnetickou rezonancí (MRT) a spektroskopie magnetickou rezonancí (MRS).[3]

2.3.1 Princip magnetické rezonance

Každý atom je složen z jádra obsahující protony a neutrony a elektronů kroužících kolem jádra po elektronových drahách. Všechny protony i neutrony rotují kolem své osy. Atomy s lichým protonovým číslem na základě součtu rotačních impulsů všech svých prvků vykonávají rotaci celého svého jádra označovanou jako spin. Na základě této rotace indukují tyto atomy ve svém okolí magnetické pole.[5]

Nejrozšířenějším atomem v lidském těle je atom vodíku H, který obsahuje ve svém jádru jediný proton a je proto využíván v diagnostice magnetickou rezonancí.[3]

Vložením zkoumané tkáně do silného magnetického pole dojde k uspořádání spinů protonů do dvou směrů, přičemž jeden z nich výrazně převažuje a můžeme tedy hovořit o směru jediném. Kromě rotace kolem své vlastní osy neboli spinu konají protony rotaci po plášti kužele označovanou jako precese (viz Obr. 6). Aplikací radiofrekvenčního pulsu o stejné frekvenci jako je precese protonů dojde na základě rezonance k vychýlení magnetických momentů a synchronizace precese protonů. Přijímacími cívkami lze pak signál získaný sérií radiofrekvenčních pulsů měřit a zjistit, z kterého místa pochází.[3]



Obr. 6 – Principiální schéma spinu a precese.

2.3.2 Angiografie magnetickou rezonancí

Angiografie magnetickou rezonancí je neinvazivní vyšetření cévního řečiště bez nutnosti využití kontrastních látek. Umožňuje zobrazení cévního řečiště ve 3D pomocí rekonstrukce z množství řezů (vrstev) získaných pomocí sekvencí takových radiofrekvenčních pulsů, které odlišují pohybující se struktury (v tomto případě proudící krev).

Velkou výhodou angiografie magnetickou rezonancí je neinvazivita vyšetření a také nepoužití rentgenového záření, jako v případě DSA a CTA. Nevýhodou ale je menší rozlišovací schopnost snímků, horší zobrazování menších cév, možnost vzniků artefaktů a delší doba vyšetření, která je negativním faktorem pro některé pacienty (např. malé děti). Kontraindikací k vyšetření je přítomnost kovových předmětů v pacientově těle (kovové protézy, implantované přístroje apod.).[1,3]



Obr. 7 – Snímek oblasti krku pomocí angiografie magnetickou rezonancí.

3 Segmentace obrazu

Segmentace je proces analýzy obrazu, který umožňuje rozeznávat jednotlivé části obrazu, jež jsou důležité z hlediska dalšího zpracování, a tím do značné míry porozumět obsahu obrazu. Segmentace umožňuje separovat zajímavé objekty od nezajímavého pozadí. Těmito zajímavými objekty jsou v medicíně například orgány a jejich možné patologické změny.

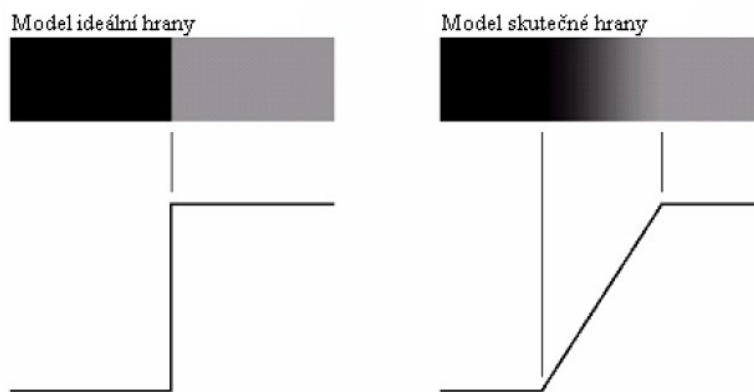
Segmentace je procesem složitým a k její realizaci je využíváno segmentačních algoritmů, které lze klasifikovat následovně, jako segmentační techniky:

- metody vycházející z detekce hran
- metody orientované na regiony (oblasti) v obraze
- statické metody
- hybridní metody
- znalostní metody

V této kapitole jsou níže detailněji popsány jednotlivé přístupy k segmentačním algoritmům, přičemž je vycházeno z [9], [10], [11], [14] a [16].

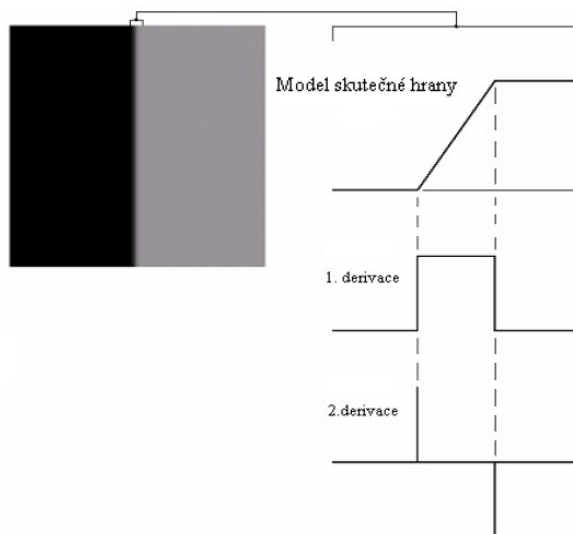
3.1 Metody detekující hrany

Detekcí hran rozumíme proces ve zpracování obrazu, sloužící k nalezení oblasti pixelů, ve kterých se výrazně mění hodnota jasu. Ideální hrana by dosahovala změny jasu skokově, v praxi je ovšem hrana vlivem vzorkování, zpracování obrazu a dalších aspektů rozmazána a je hovořeno o hraně skutečné.



Obr. 8 – Model ideální a skutečné hrany. Upraveno dle [9].

Při pohledu na hranu, jako jasovou funkci je možné detailněji hranu zkoumat. První derivace této funkce v místě hrany má velkou hodnotu (kladnou), druhá derivace je pak kladná v bodě přechodu odpovídajícímu tmavé straně hrany a záporná na přechodu odpovídajícímu světlé straně hrany, v samotném místě přechodu je druhá derivace nulová. Ilustrativní vyobrazení je znázorněno na Obr. 9. V případě použití druhé derivace je tedy nutné počítat dvě hodnoty pro každou hranu namísto hodnoty jedné při použití první derivace, což zvyšuje požadavky na výpočetní výkon.[9]



Obr. 9 – Detail skutečné hrany s vyobrazením její první a druhé derivace. Upraveno dle [9].

Níže jsou detailněji popsány metody založené na první a druhé derivaci. Dále jsou stručně popsány i některé další metody vycházející z detekce hran.

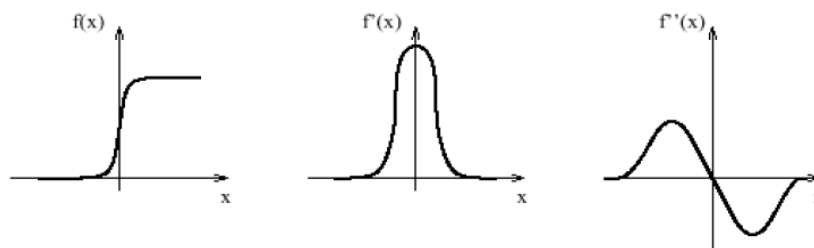
3.1.1 Detekce pomocí první derivace

Jak je již zmíněno výše, na hranu je pohlíženo, jako na jasovou funkci $f(x, y)$. Její první parciální derivace je kladná v bodech přechodu a nulové v místech s konstantním jasnem.

Změnu funkce udává její gradient, což je vektorová veličina určující směr růstu funkce a strmost tohoto růstu. Pixely s velkou velikostí (strmostí) gradientu jsou nazývány hranami. Strmost jasové funkce udávají gradientní operátory (Sobelův operátor, Prewittův operátor, Robertsův operátor a jiné). Nevýhodou těchto operátorů je velká závislost jejich chování pro konkrétní obrazy a velká citlivost na šum.

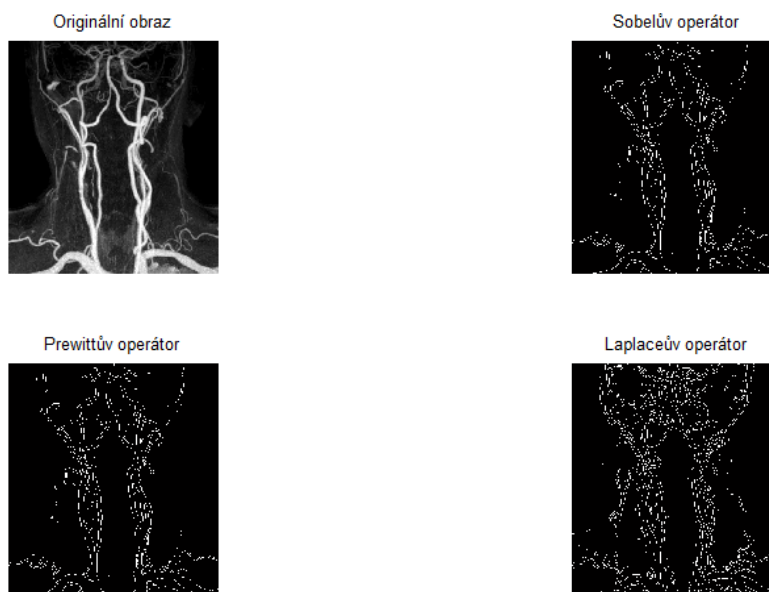
3.1.2 Detekce pomocí druhé derivace

Při přístupu zkoumání druhé derivace jasové funkce je hrana hledána pomocí průchodu druhé derivace nulou a to z důvodu větší jednoduchosti nalezení nuly než nalezení extrémů. Principiální ilustrace v 1D je uvedena na Obr. 10.



Obr. 10 – Ilustrace druhé derivace procházející nulou. Zleva: skoková hrana, její první derivace, její druhá derivace. Upraveno dle [9].

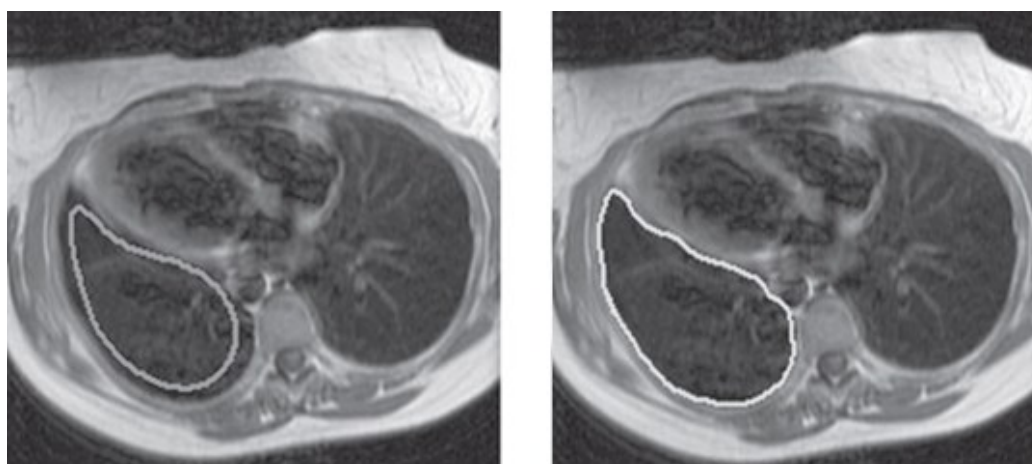
Příkladem gradientního operátoru založeném na druhé derivaci je Laplaceův operátor, který má stejné vlastnosti ve všech směrech díky čemuž je invariantní vůči rotaci. Nevýhodou detekce pomocí druhé derivace je ztráta ostrých rohů a přílišné vyhlazení obrazu.



Obr. 11 – Ukázka aplikace a porovnání Sobelova, Prewittova a Laplaceova operátoru na snímku z oblasti krku získaného pomocí angiografie magnetickou rezonancí.

3.1.3 Metoda Aktivní kontury

Tato metoda je založena na postupném tvarování kontur až ke hranám objektů. Tato metoda je také jinak nazývána „the snake“ (anglicky had). Tvarování kontury je řízeno předdefinovanou matematickou funkcí. Ukázka na medicínském snímku je zobrazena na Obr. 12, kde jde vidět postupné zvětšování a tvarování kontury na oblast plíce.



Obr. 12 – Ukázka metody Aktivní kontury. Upraveno dle [14].

3.2 Metody detekující oblasti

Pro detekci obrazu, který je více zatížen šumem, jsou vhodnější a efektivnější metody detekující přímo oblasti v obraze namísto pouhých hran. Nastává zde, ale nutnost jednotnosti (homogenity) dané oblasti.[10]

3.2.1 Metoda šíření oblasti

Tato metoda (z anglického Region growing) je koncipována na principu seskupování sousedních pixelů s podobnou hodnotou jasu. Takto seskupované pixely vytvářejí segmentovanou oblast (region). Jednotlivé oblasti jsou dále spojovány odstraněním hrany o slabé hodnotě, jež oblasti rozděluje, přičemž o vynechání hrany rozhoduje nastavená prahová hodnota. Dále jsou regiony slučovány na základě testování délek jejich obvodů vůči jejich společné hranici a v poslední řadě dle posuzování délky samotné společné hrany.

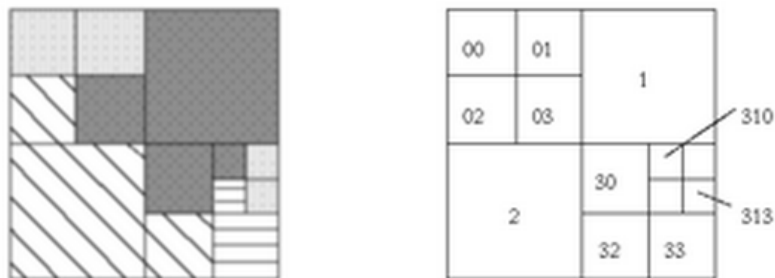
Obecný postup metody šíření oblastí je jen konceptuální model a v praxi existuje mnoho modifikací této metody využívajících složitějších postupů.



Obr. 13 – Ukázka metody šíření oblasti. Zleva: původní snímek, výsledný snímek. Upraveno dle [14].

3.2.2 Metoda dělení a spojování oblastí

Metoda dělení a spojování oblastí (z anglického Split and merge) je založena na dělení podobrazu na čtyři menší kvadranty v případě, kdy je původní podobraz nehomogenní v daném atributu (např. rozdíl mezi maximální a minimální hodnotou pixelem v oblasti). Sousední čtverce jsou následně spojovány v jednu oblast, pokud již homogenní jsou.



Obr. 14 – Princip metody dělení a spojování oblastí. Upraveno dle [10].

Tato metoda je taktéž v praxi modifikována a upravována dle svých tvůrců. Obecně ale platí, že je relativně náročná na výpočetní výkon.

3.3 Statické metody

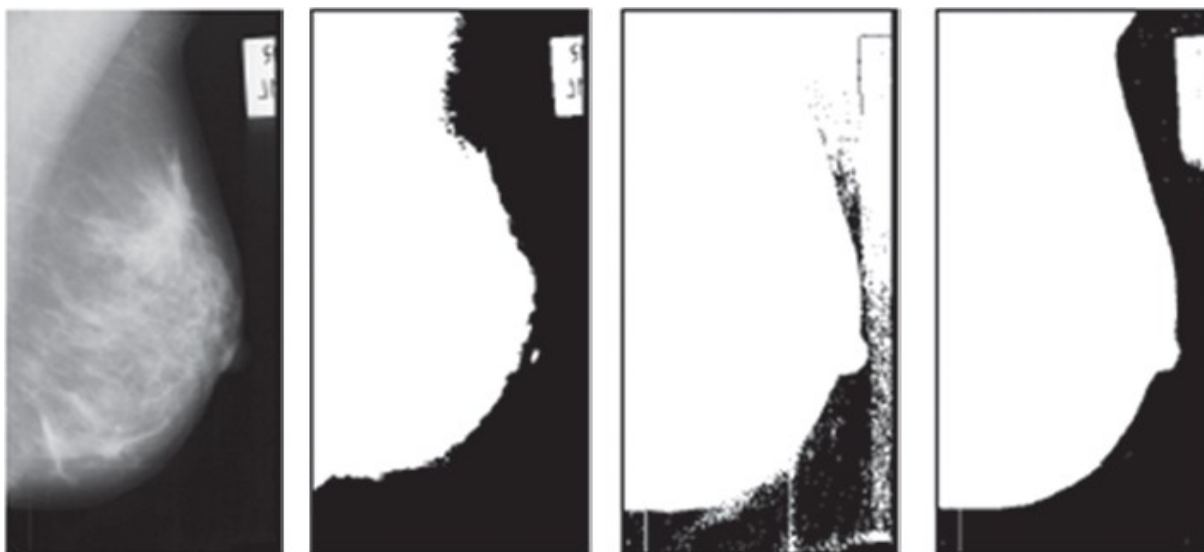
Nejdůležitější statickou metodou je tzv. prahování, jež je široce používané a relativně jednoduché na implementaci a výpočetní výkon. Jednou z jeho modifikací je tzv. Otsu prahování, které je níže specifikováno detailněji.

3.3.1 Prahování

Principem metody založené na prahování je fakt, že objekty v obraze mají jinou intenzitu jasu než jeho pozadí. Nalezením a nastavením rozdílové úrovně jinak označované jako práh, je stanovena hranice, dle které se následovně transformují jednotlivé pixely. Pixely, jejichž hodnota je menší nebo rovna zvolenému prahu, jsou určeny jako pixely pozadí, ostatní pixely jako pixely objektu. Toto prahování je označováno jako jednoduché globální a lze popsat:

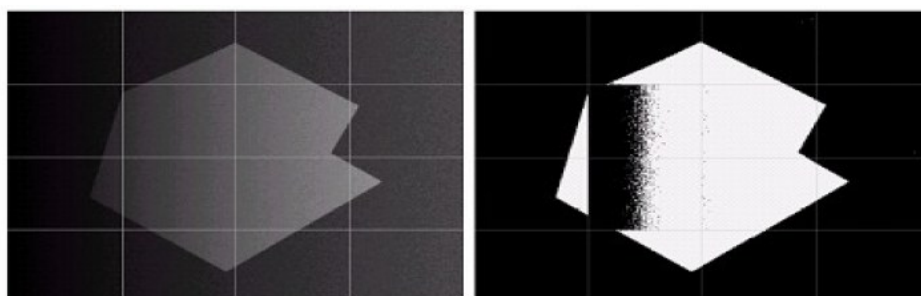
$$g(x,y) = \begin{cases} 1 & f(x,y) > T \\ 0 & f(x,y) \leq T \end{cases} \quad (1)$$

Z rovnice (1) plyne, že u jednoduchého prahování je použita jen jedna prahovací úroveň T , což v praxi často nepostačuje a je používáno prahování víceúrovňové, kde je prahovacích úrovní nastaveno více.



Obr. 15 – Ukázka prahování s jednou prahovací úrovní. Zleva: originální snímek, snímek s vysoce zvoleným prahem, snímek s nízce zvoleným prahem, snímek se správně zvoleným prahem. Upraveno dle [14].

Globální prahování lze použít na snímcích, jejichž histogramy obsahují zřetelné „vrcholy a údolí“. V případech, kde tyto oblasti splývají nebo jsou těžko rozpoznatelné, se užívá jiný typ prahování, nazýván jako adaptivní. U tohoto typu prahování je obraz nejdříve rozdělen na více částí a pro každou z těchto částí je nalezena vlastní prahovací úroveň. Adaptivní prahování je ilustrováno na Obr. 16.



Obr. 16 – Adaptivní prahování při rozdělení obrazu na 16 částí. Zleva: původní snímek, finální snímek. Upraveno dle [9].

3.3.2 Otsu metoda

Otsu metoda nebo také Otsu prahování je technika vycházející z klasického prahování, kterou vymyslel Nobuyuki Otsu. Je založena na stanovení nejvhodnější prahovací úrovně z histogramu daného snímku pomocí výpočtu rozptylu. Je definován tzv. vnitřní rozptyl (within-class variance) a mezi-rozptyl (between class variance). Vnitřní rozptyl je definován vztahem:

$$\sigma_W^2 = W_b * \sigma_b^2 + W_f * \sigma_f^2 \quad (2)$$

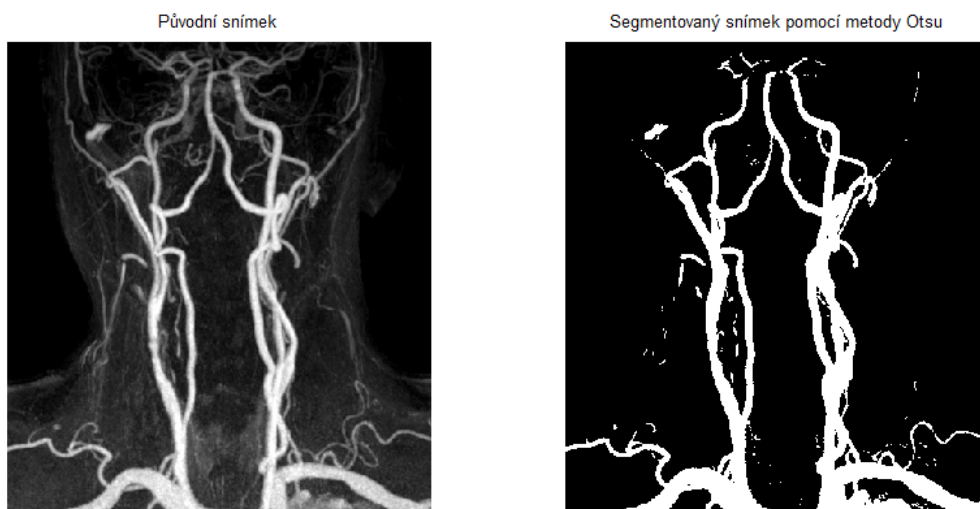
kde W_b je váha pozadí, σ_b^2 je rozptyl pozadí, W_f je váha popředí a σ_f^2 je rozptyl popředí

Vnitřní rozptyl je počítán pro každý práh. Práh, jež má nejmenší hodnotu vnitřního rozptylu je nejvhodnější prahovací úroveň daného snímku. Tento přístup je ovšem náročný na výpočetní výkon, protože je potřeba počítat váhu, průměrnou hodnotu intenzity a z ní vycházející rozptyl pro popředí i pozadí snímku. Proto je v praxi preferovanější přístup pomocí mezi-rozptylu. Mezi-rozptyl je definován vtažením:

$$\sigma_B^2 = W_b * W_f * (\mu_b - \mu_f)^2 \quad (3)$$

kde W_b je váha pozadí, μ_b je průměrná hodnota intenzity pozadí, W_f je váha popředí a μ_f je průměrná hodnota intenzity popředí

Mezi-rozptyl je opět počítán pro každý práh. Nejvhodnější prahovací úroveň je v tomto případě zvolena na základě nejvyšší hodnoty mezi-rozptylu. Tento přístup je výpočetně rychlejší z důvodu, že stačí počítat pouze váhu a průměrnou hodnotu intenzity popředí a pozadí, výpočet rozptylu popředí a pozadí není v tomto případě nutný.



Obr. 17 – Použití metody Otsu na snímku z oblasti krku získaného pomocí angiografie magnetickou rezonancí.

3.3.3 Metoda shlukování pixelů

Tato metoda (z anglického Clustering) je založena na měřeních pro každý jednotlivý pixel (rozptyl, střední hodnota okolních pixelů atd.). Na základě těchto měření lze pixely seskupovat do segmentů dle toho, zda mají stejné či rozdílné vlastnosti. Nevýhodou této metody je nutnost správného počátečního nastavení parametrů pro každý obraz.

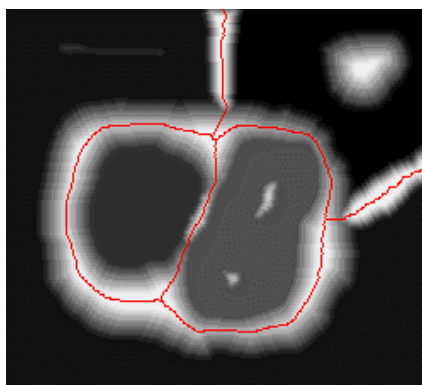
3.4 Hybridní metody

Metodami hybridními jsou ty přístupy k detekci obrazu, které nelze jednoznačně zařadit do jedné z předcházejících podkapitol, a využívají různých prvků zmíněných algoritmů. Příkladem takové metody je watershed transformace.

3.4.1 Watershed transformace

Watershed transformace je postavena na principech pocházejících z geografie. Watershed znamená v překladu vodní předěl. Na obraz je nahlíženo jako na terén, který je postupně zaplavován vodou z počátečních míst obrazu (lokálních minim obrazu). V místech, kde by se voda slívala, jsou tvořeny tzv. hráze. Těmito hrázemi jsou vytvářeny jednotlivé obrazové regiony. Proces zaplavování končí ve chvíli dosažení nejvyššího bodu (maxima obrazu). Ilustrativní přiblížení je na Obr. 18.

V praxi je metoda využívána pro segmentaci mozku. Její nevýhodou je tvorba většího množství regionů v případech, kdy je obraz nadměrně zašuměn.



Obr. 18 – Ilustrativní vyobrazení vzniklých hrází na snímku pomocí metody watershed. Upraveno dle [15].

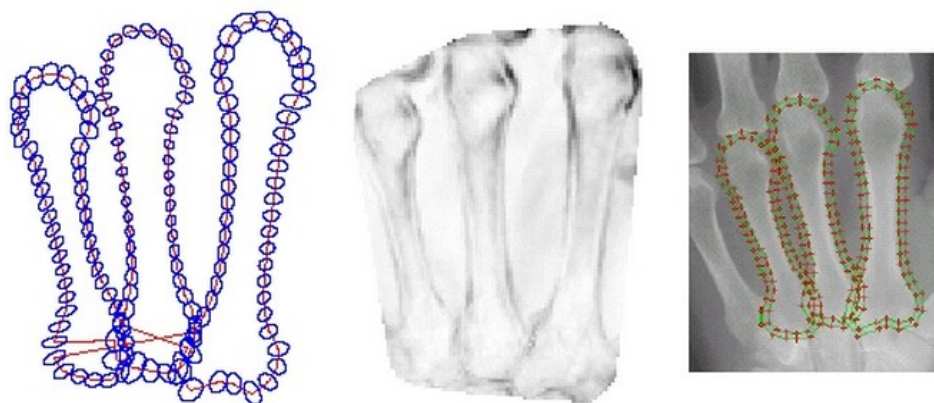
3.5 Znalostní metody

Znalostní metody jsou stavěny na dříve získaných znalostech o objektech vyskytujících se v obraze. Tyto znalosti jsou reprezentovány modelem, či šablonou daného objektu. Takto vytvořená šablona nebo model jsou následně porovnávány s novým obrazem a jsou hledány shody. U těchto metod jsou patrné výhody v rychlosti a přesnosti segmentace struktur podobných na šablonu či model. Obecně ale převažují nevýhody v nutnosti zdlouhavého označování šablon a nemožnost využití těchto metod na variabilní struktury.

3.5.1 Active Appearance Models

Metoda označovaná také zkratkou AAM využívá manuálně vytvořeného modelu z tzv. trénovacích dat. Tímto modelem je pak možno testovat nový obraz a ověřovat tak přítomnost objektů v obraze.

Nevýhody této metody jsou stejné, jako nevýhody znalostních metod obecně a to nutnost sestavení rozsáhlé galerie testovacích vzorků a jejich následného označení a nepřesnost využití vytvořených šablon na nové výrazněji se lišící snímky. Výhodou naopak je rychlé a přesné vyhodnocení podobných obrazů.



Obr. 19 – Využití metody AAM při segmentaci záprstných kostí.[9]

4 Segmentace cévního řečiště

Správné a korektní zobrazení lidských cév je důležitým předpokladem pro mnoho klinických úkonů a zákroků. Pro možnost prevence a případného zahájení léčby onemocnění cév způsobených stenózami¹ v nich se vyskytujících, je potřebné umět tyto stenózy detekovat. V případě léčby aneurysmat² při našívání cévní protézy je kladen opět požadavek na přesnou znalost cévního řečiště.[6]

Na základě těchto a mnoha dalších příkladů vyplývá jasná potřeba dokázat co nejlépe segmentovat a zobrazit cévní řečiště. Metod a přístupů pro tuto segmentaci a detekci je známa celá řada. V této části práce je sepsán rešeršní přehled několika z nich.

4.1 Vlastní čísla Hessovy matice

Využití vlastních čísel Hessovy matice pro pravděpodobný odhad přítomnosti cév je prezentováno v [6] a [7]. Vylepšení tohoto přístupu je pak prezentováno v [17]. Těchto zdrojů je také využito v této podkapitole.

Koncept je založen na vypočítání vlastních čísel z Hessovy matice, která je definována:

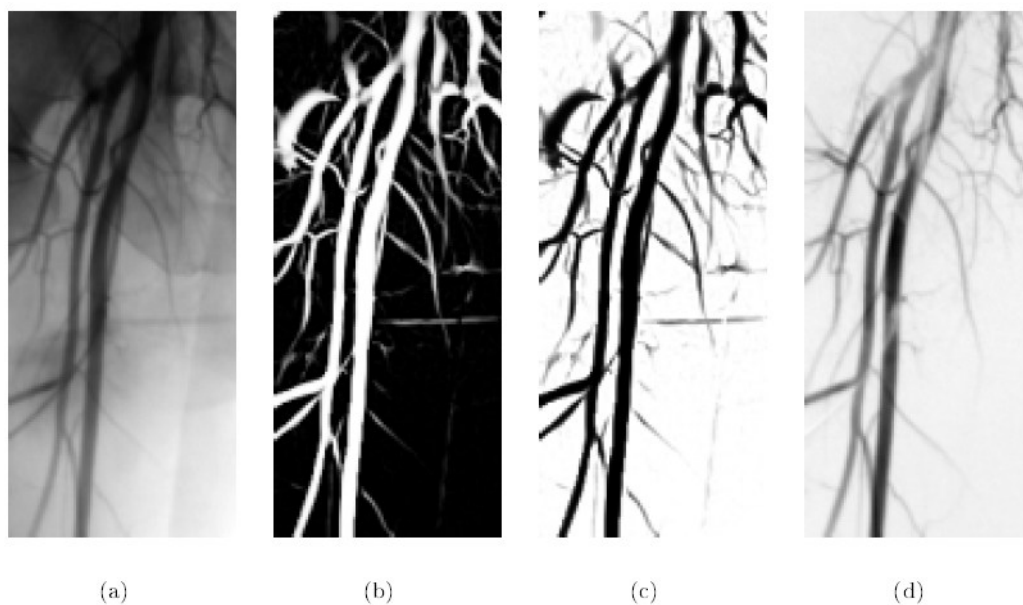
$$H(f) = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 f(x,y)}{\partial y^2} \end{bmatrix} \quad (4)$$

Samotná vlastní čísla jsou označována jako λ_k , kde „k“ je pořadí vlastních čísel. U 2D zobrazení jsou počítána vlastní čísla dvě, u 3D zobrazení tři. Z vlastních čísel lze následně spočítat poměrové parametry R_A a R_B a parametr S , který vychází z myšlenky, že snímky z CTA a MRA obsahují především pozadí a cévní řečiště je zastoupeno na snímcích v menšině. Parametr S tedy bude mít nízkou hodnotu v oblastech pozadí bez výskytu cévního řečiště.

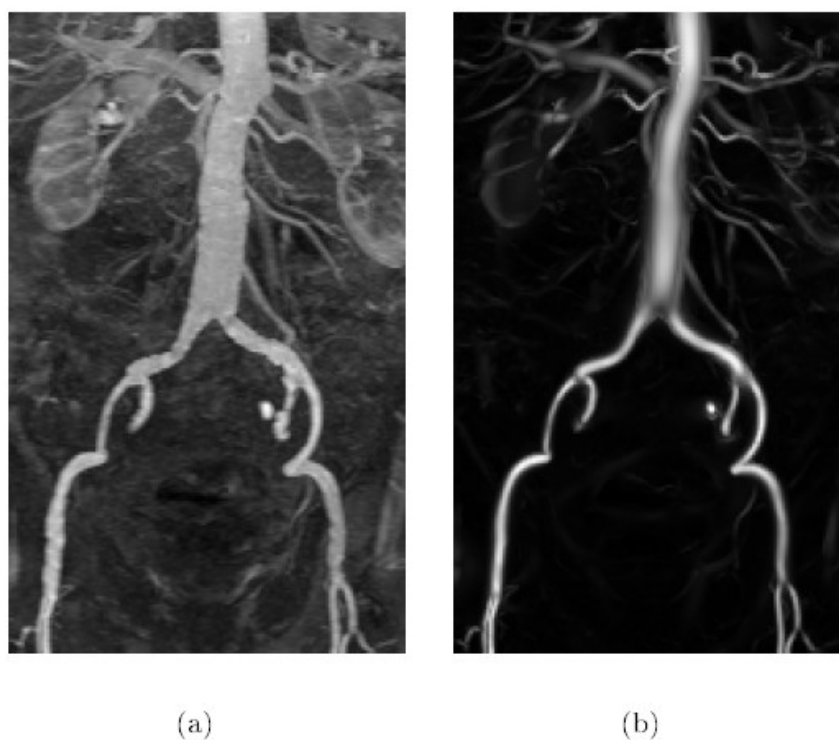
¹ stenóza = zúžení

² aneurysma = rozšíření/výdut

Ukázka implementace této metody na medicínské snímky:



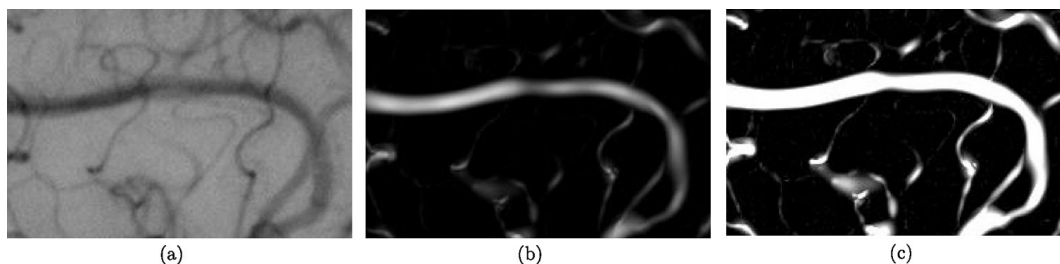
Obr. 20 – Implementace na rentgenový snímek. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek, (c) – segmentovaný snímek s invertovanými barvami, (d) – výsledný snímek po odečtení (c) od (a).[6]



Obr. 21 – Implementace na snímek z angiografie magnetickou rezonancí. (a) – originální snímek, (b) – segmentovaný snímek.[6]

Výše popsaná metoda je vylepšená a publikována v [17] pro 2D snímky získané pomocí DSA. Zde nejsou k detekci a segmentaci cévního řečiště využívány pouze vlastní čísla Hessovy matice, ale je počítáno i s vlastními vektory Hessovy matice. V oblastech snímku, kde není přítomno cévní řečiště, je úhel mezi dvojicí vlastních vektorů relativně malý, dokonce se i blíží nule. Těto vlastnosti je využíváno.

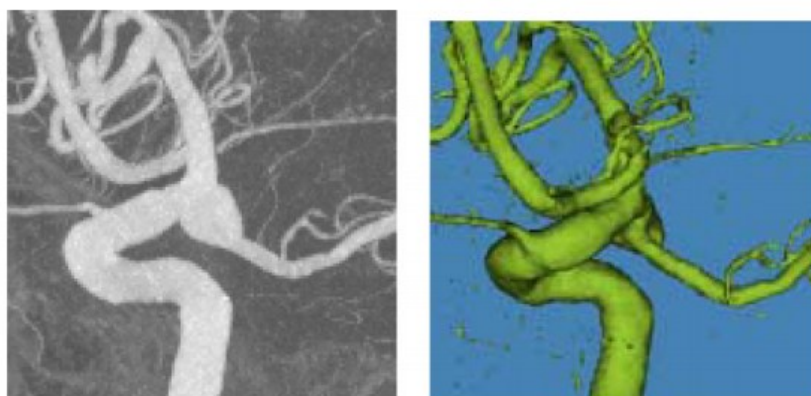
Ukázka implementace vylepšeného algoritmu je vyobrazena na následujícím snímku.



Obr. 22 – Použití vylepšeného algoritmu na snímek cévního řečiště z DSA. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek původním algoritmem, (c) – segmentovaný snímek vylepšeným algoritmem. Upraveno dle [17].

4.2 Aktivní kontury

Segmentačních metod založených na principu aktivních kontur, tedy na principu, kde jsou hranice objektů detekovány zvětšujícími se křivkami (konturami) je prezentováno velké množství. Autoři v [20] prezentují jejich vylepšenou segmentační metodu vycházející z aktivních kontur rozšířenou o vzájemnou vazbu mezi hranicemi objektů ve snímcích a rostoucími konturami. Tuto vazbu nazývají jako „orientation-dependent and long-range“ a umožňuje hranicím objektů přitahovat pohybující se aktivní kontury, přičemž je tato vazba velmi silná v okolí hranic objektů a tím slabší, čím jsou hranice vzdálené více. Autoři v [20] porovnávají jejich metodu s metodou GVF prezentovanou v [21] a uvádějí razantní zlepšení v oblasti detekce hran objektů a jejich menšího rozmazávání po segmentaci. Navíc je metoda z [20] implementována nejen pro 2D snímky, ale také pro zobrazení ve 3D.

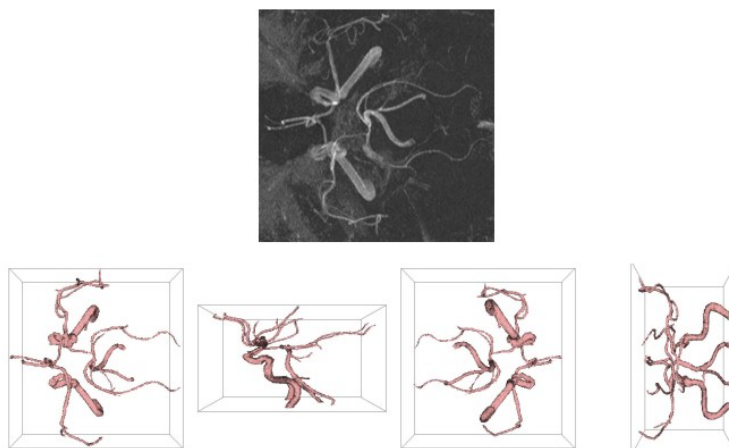


Obr. 23 – Implementace metody využívající aktivních kontur a vzájemné vazby mezi hranicemi objektů a pohybujícími se konturami. Zleva: původní snímek, výsledný snímek.[20]

4.3 Algoritmus CAC

Detekce cévního řečiště ze snímků pořízených pomocí 3D angiografie magnetickou rezonancí pomocí tzv. CAC algoritmu (capillary active contour) opírajícího se o fyzikální principy je prezentována v [19]. Tento algoritmus vychází z level set segmentace, přičemž je založen na následující myšlence. Pokud ponoříme dutou trubičku do nádoby s vodou, voda v této trubičce vystoupá tím výše, čím bude mít trubička menší (užší) rozměr. Zároveň hladina vody ve výšce kam voda vystoupá, není plochá, ale je konkávně prohnutá směrem k nádobě s vodou. Voda tedy dosahuje nejvyšší hladiny po obvodu trubičky. Této úvahy je v [19] úspěšně využito k segmentaci cévního řečiště a to zejména při segmentaci menších cév.

Na následujícím obrázku jsou uvedeny výsledky segmentace získané z dat z angiografie magnetickou rezonancí a to v několika anatomických rovinách. Lze názorně vidět, že i segmentace menších cév proběhla na základě této metody velmi dobře.



Obr. 24 – Implementace CAC algoritmu. Nahoře: původní snímek z MRA, dole: segmentované cévní řečiště v několika anatomických rovinách. Upraveno dle [19].

4.4 Otsu metoda

Otsu metoda prahování založená na stanovení optimální prahovací úrovně pomocí výpočtu mezi-rozptylu je známa dlouhou dobu a poprvé byla prezentována v [22] jejím autorem jménem Nobuyuki Otsu již v roce 1979. V nedávné době byla vylepšena autory v [23], kde je publikována myšlenka rozdělování histogramu daného snímku do menších regionů, pro které jsou následně tvořeny jejich vlastní histogramy. Regiony původního histogramu neobsahující pozadí a objekty obrazu jsou zanedbávány a je pracováno pouze s regiony obsahující informace o snímku. Tímto způsobem je v [23] prezentována urychlení původní Otsu metody. Autoři ale bohužel netestovali jejich vylepšený algoritmus na medicínských snímcích.

V medicínských aplikacích se Otsu metoda vyskytuje převážně, jako dílčí část rozsáhlejších algoritmů a postupů. Pro segmentaci cévního řečiště ze snímků oční sítnice byla Otsu metoda jako součást řešení například v [24] a [25].

5 Návrh metody segmentující cévní řečiště

V této kapitole je uvedeno samotné praktické řešení a vývoj softwaru pro úpravu medicínských snímků. Hlavními funkcemi tohoto softwaru jsou segmentace (extrakce) cévního řečiště z původních snímků a následná filtrace zbylého pozadí, které může mít při posuzování samotného cévního řečiště rušivý efekt. Software umožňuje práci nejenom s jedním snímkem, ale také s celou sérií snímků od daného pacienta, a díky tomu je dosaženo možnosti získání 3D modelu cévního řečiště.

Medicínské snímky byly poskytnuty díky spolupráci s Nemocnicí Podlesí v Třinci. Tato nemocnice poskytla série snímků celkem 25 pacientů pořízených pomocí angiografie magnetickou rezonancí a dále pak pomocí angiografie výpočetní tomografií.

Řešení sestává z mnoha podkroků, které budou v jednotlivých podkapitolách blíže přiblíženy. Jsou jimi implementace Otsu metody nalézající jednu prahovací úroveň, implementace multilevel Otsu metody, řešení odfiltrování pozadí ze segmentovaného snímku, řešení úprav a práce s více snímky najednou a vytvoření graficko-uživatelské aplikace.

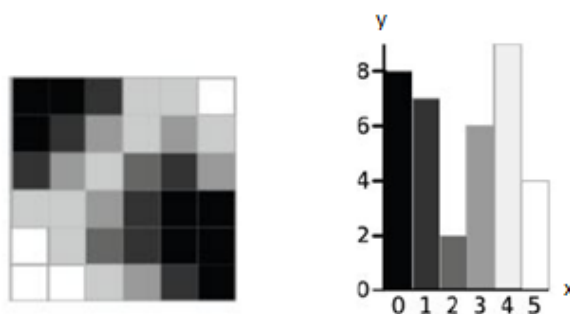
5.1 Princip Otsu metody

Jak je již uvedeno výše (v podkapitolách 3.3.2 a 4.4), Otsu metoda je založena na stanovení nejvhodnějšího prahu (prahovací úrovně) pro daný snímek. Tento nejideálnější práh je získáván buď na základě hodnoty vnitřního rozptylu, nebo na základě hodnoty mezi-rozptylu. V této práci je využíváno nalezení prahu pomocí hodnoty mezi-rozptylu. Tento přístup je efektivnější v tom, že výpočet hodnoty mezi-rozptylu je výpočetně méně náročný než výpočet hodnoty vnitřního rozptylu.

Hodnota mezi-rozptylu je počítána pro každý jeden odstín šedi daného snímku. Odstín šedi s nejvyšší hodnotou mezi-rozptylu je následně stanoven jako nejideálnější práh a snímek je dle něj segmentován.

Pro ilustraci a názorné pochopení principu výpočtu a stanovení nejideálnějšího prahu je uveden ilustrativní příklad. Je dán zkušební snímek. V tomto případě snímek o velikosti 6x6 pixelů s šesti různými odstíny šedi v něm obsažených.

Na Obr. 25 je uveden ilustrativní snímek a jeho histogram. Na horizontální ose (ose x) je rozložení jednotlivých barevných intenzit (odstínů šedi) označené čísly (v tomto případě od nuly do pěti) a na ose y je uvedena četnost výskytu pixelů v daném odstínu šedi.



Obr. 25 – Ilustrativní snímek. Upraveno dle [16].

Odstínů šedi je v tomto případě celkem 6. Mezi-rozptyl je tedy počítán šestkrát. Ilustrativně je níže uveden výpočet pro odstín šedi označený v histogramu snímkem číslem 3.

Obecně je mezi rozptyl počítán:

$$\sigma_B^2 = W_b * W_f * (\mu_b - \mu_f)^2 \quad (5)$$

Kde W_b je váha pozadí, μ_b je průměrná hodnota intenzity pozadí, W_f je váha popředí a μ_f je průměrná hodnota intenzity popředí a jsou počítány:

$$W_b = \sum_{i=1}^k \frac{n_i}{N} \quad (6)$$

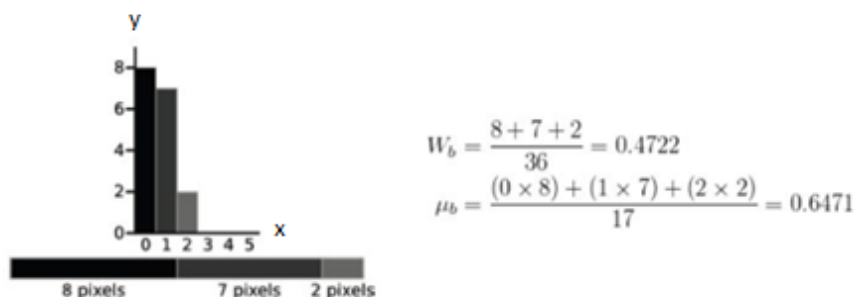
$$W_f = \sum_{i=k+1}^L \frac{n_i}{N} \quad (7)$$

$$\mu_b = \sum_{i=1}^k \frac{n_i * i}{N_k} \quad (8)$$

$$\mu_f = \sum_{i=k+1}^L \frac{n_i * i}{N - N_k} \quad (9)$$

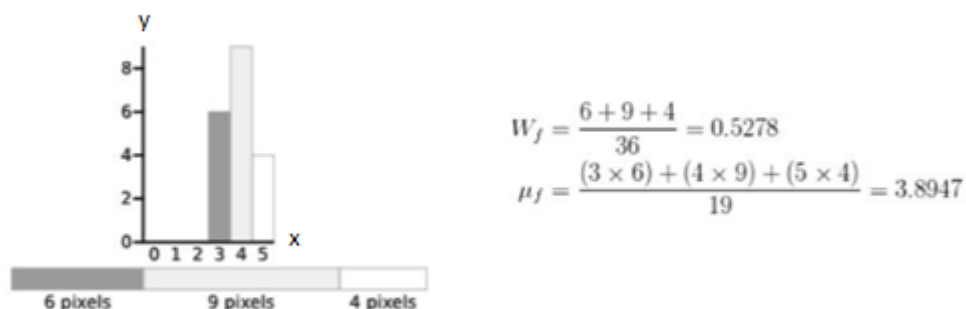
Kde L označuje pixely daného snímku s různými odstíny šedi s intervalem $[0, 1, \dots, L]$. Počet pixelů v daném odstínu šedi i označme jako n_i . Celkový počet pixelů je pak dán jako $N = n_0 + n_1 + \dots + n_L$. Tyto pixely jsou rozděleny do dvou skupin, skupiny b a f (b reprezentuje pozadí snímku, f reprezentuje popředí snímku), dle prahovací úrovně k .

V celé mé implementaci, tak i v tomto ilustrativním případě je počítána prvně váha a průměrná hodnota intenzity pro pozadí. Výpočet těchto dvou hodnot pro práh číslo 3 je uveden na obrázku níže společně s ilustrativním histogramem pro pozadí snímku.



Obr. 26 – Histogram a výpočty pro pozadí ilustrativního snímku. Upraveno dle [16].

Po spočítání potřebných hodnot pro pozadí snímku, je proveden obdobný postup pro popředí. Výpočet váhy a průměrné hodnoty intenzity pro popředí společně s ilustrativním histogramem pro popředí je uvedeno na Obr. 27.



Obr. 27 – Histogram a výpočty pro popředí ilustrativního snímku. Upraveno dle [16].

Nyní jsou již známy všechny požadované proměnné uvedené v rovnici (5) a je možno spočítat samotný mezi-rozptyl:

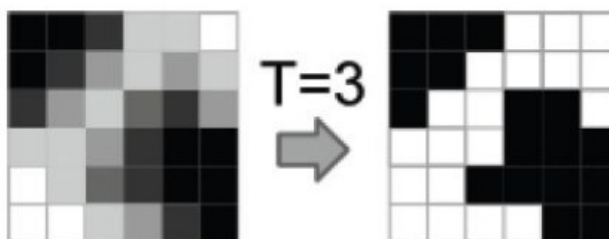
$$\sigma_B^2 = W_b * W_f * (\mu_b - \mu_f)^2$$

$$\sigma_B^2 = 0.4722 * 0.5278 * (0.6471 - 3.8947)^2$$

$$\sigma_B^2 = \mathbf{2.6285}$$

Hodnota mezi-rozptylu vyšla pro odstín šedi označen číslem tři 2.6285. Pokud by byly počítány hodnoty mezi-rozptylu pro ostatní možné odstíny šedi, bylo by zjištěno, že právě hodnota mezi-rozptylu pro odstín šedi s číslem 3 je hodnotou nejvyšší. Tento odstín šedi je tedy dle Otsu metody tou nejideálnější prahovací úrovní pro segmentaci tohoto daného snímku.

Segmentovaný snímek dle námi nalezeného nejideálnějšího prahu společně se snímkem původním je uveden na následujícím obrázku:

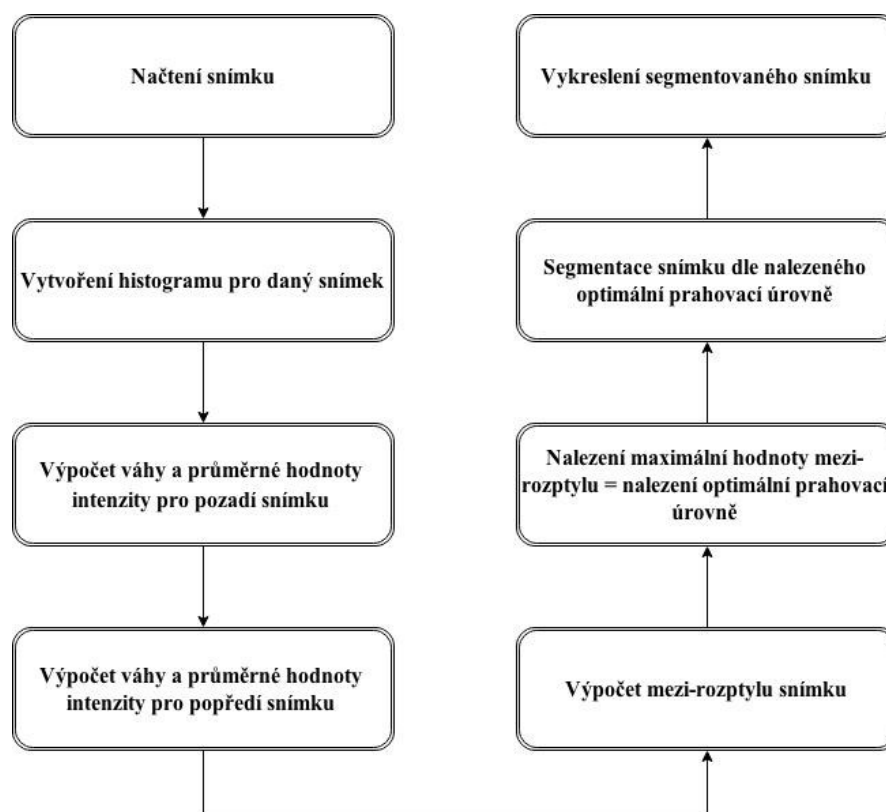


Obr. 28 – Porovnání původního ilustrativního snímku a snímku segmentovaného pomocí Otsu metody. Upraveno dle [16].

5.1.1 Realizace algoritmu pro výpočet Otsu metody

V předchozí kapitole je vysvětlen princip Otsu metody nalézající ideální prahovací úroveň dle maximální hodnoty mezi-rozptylu. V této kapitole je ukázána samotná aplikace této metody na reálné medicínské snímky za pomoci její implementace do matematického programu MATLAB.

Má implementace se dá rozdělit na 8 dílčích kroků. Tyto kroky jsou uvedeny na následujícím diagramu:



Obr. 29 – Vývojový diagram Otsu metody

Prvním krokem celé implementace je umožnění uživateli vybrat si snímek, na kterém bude segmentace prováděna. Je umožněn výběr a načtení snímku z libovolné složky počítače.

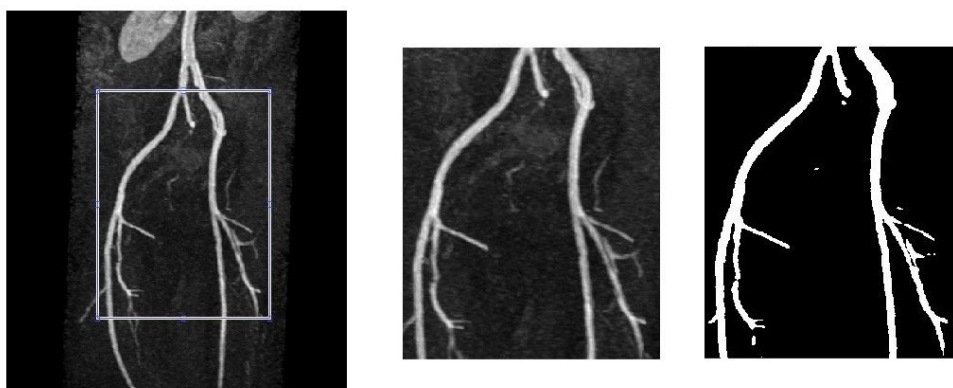
Druhým krokem je vytvoření histogramu pro vybraný snímek. V této aplikaci je vždy vytvořen histogram obsahující unifikovaných 256 odstínů šedi.

Následujícími kroky jsou výpočet váhy a průměrné hodnoty intenzity. A to pro každý odstín šedi. Vždy nejprve pro pozadí snímku a následně pro jeho popředí. Tímto získáváme čtyři hodnoty pro každý odstín šedi. Z těchto hodnot je následovně počítat mezi-rozptyl pro každý odstín šedi. Po sérii těchto tří kroků jsou tedy spočítány hodnoty mezi-rozptylu pro každý odstín šedi obsažený v histogramu daného snímku (v případě mé implementace vždy 256 hodnot mezi-rozptylu).

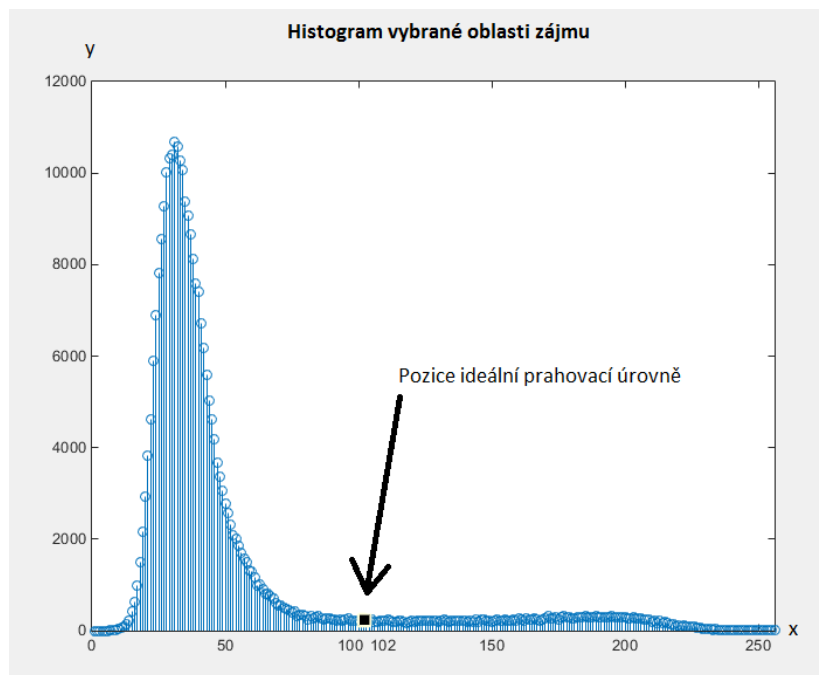
V následujícím šestém kroku je nalezena maximální hodnota mezi-rozptylu. Odstín šedi s touto hodnotou je stanoven jako optimální prahovací úroveň a vybraný snímek je dle něj segmentován. Segmentováním se zde rozumí změna hodnot odstínů šedi jednotlivých pixelů snímku buď na pixely pozadí, nebo pixely cévního řečiště. V tomto případě hovoříme o binárním obrazu – dvě barevné úrovně (černá a bílá). Posledním krokem je následné zobrazení finálního segmentovaného snímku uživateli.

Z výše popsaného postupu je zřejmé, že je uživateli umožněno jen načtení snímku. Všechny další kroky již běží automatizovaně v pozadí a výsledkem je zobrazení segmentovaného snímku uživateli.

Ukázka aplikace Otsu metody nalézající ideální prahovací úroveň dle maximální hodnoty mezi-rozptylu na medicínský snímek z oblasti pánve získaný pomocí angiografie magnetickou rezonancí je uvedena na Obr. 30. Zde je uživateli umožněno kromě načtení samotného snímku také vybrání oblasti zájmu (RoI) pomocí vestavěné funkce MATLABu *imcrop*, jejíž velikost si uživatel sám stanoví dle svých potřeb a požadavků. Na Obr. 31 je pak znázorněn histogram vybrané oblasti zájmu před segmentací. V histogramu je pro přehlednost vyznačena ideální prahovací úroveň (odstín šedi) stanovená dle Otsu metody, jež má na horizontální ose pozici 102. Všechny pixely nalevo od této prahovací úrovně jsou změněny na pixely pozadí a všechny pixely napravo jsou změněny na pixely cévního řečiště.

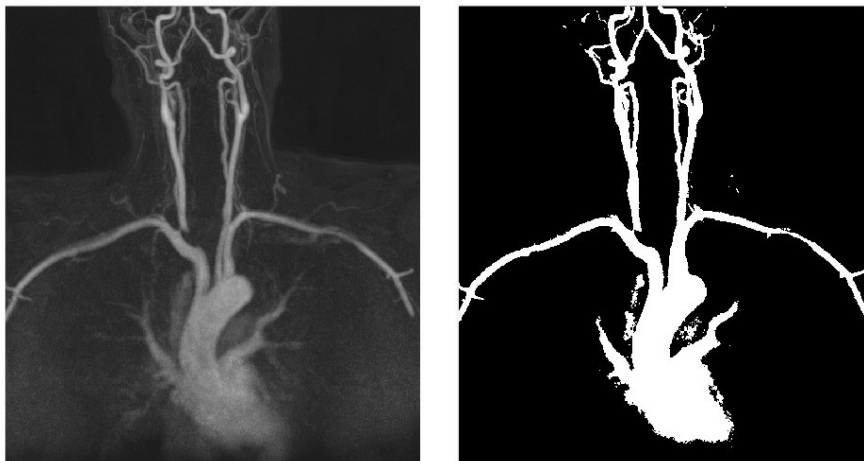


Obr. 30 – Ukázka funkce Otsu metody na medicínském snímku s vybráním oblasti zájmu. Zleva: původní snímek, vybraná oblast zájmu, oblast zájmu po segmentaci.

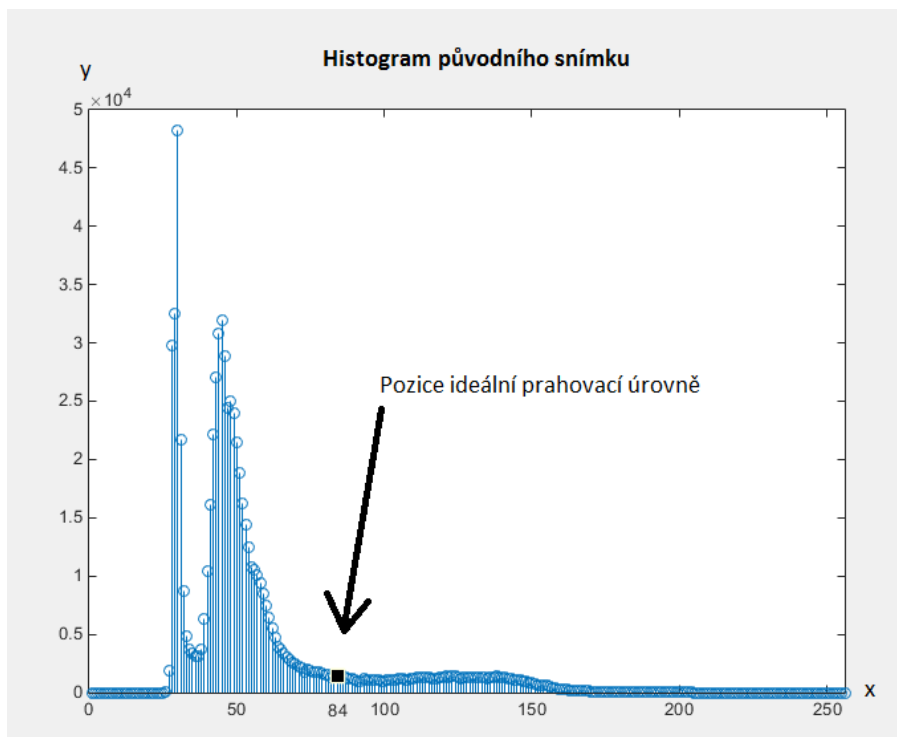


Obr. 31 – Histogram vybrané oblasti zájmu snímku z Obr. 30.

Druhým ilustrativním příkladem použití Otsu metody nalézající ideální prahovací úroveň dle maximální hodnoty mezi-rozptylu je její aplikace na snímek z oblasti krku získaný pomocí angiografie výpočetní tomografií, a to na Obr. 32. Tento obrázek ukazuje segmentaci celého snímku bez možnosti zvolení oblasti zájmu. Na Obr. 33 je uveden histogram původního snímku. Z histogramu je patrné, že jako ideální prahovací úroveň je dle Otsu metody stanoven odstín šedi, jež má na horizontální ose pozici 84. Všechny pixely nalevo od této prahovací úrovně jsou změněny na pixely pozadí a všechny pixely napravo jsou změněny na pixely cévního řečiště.



Obr. 32 – Ukázka funkce Otsu metody na medicínském snímku. Zleva: původní snímek, segmentovaný snímek.



Obr. 33 – Histogram původního snímku z Obr. 32.

5.2 Implementace algoritmu multilevel Otsu metody

Výše popsaná Otsu metoda nalézá a segmentuje daný snímek vždy jen dle jedné prahovací úrovně. Což nemusí být při segmentaci cévního řečiště vždy zcela ideální. Proto je následující kapitola věnována vývoji a implementaci algoritmu postaveném na Otsu metodě, který ovšem hledá ideálních prahovacích úrovní pro konkrétní snímek více a dle nich následně snímek segmentuje. Tímto je umožněna přesnější a mnohdy i lepší segmentace cévního řečiště z původních snímků.

5.2.1 Princip navrhovaného algoritmu

Algoritmus založený na Otsu metodě nalézající více prahovacích úrovní pro jeden daný snímek využívá podobného matematického aparátu, jako Otsu metoda hledající prahovací úroveň jednu. Zásadní rozdíl ovšem je, že při hledání jedné prahovací úrovně, je tato úroveň hledána z celého histogramu daného snímku. U nalézání více úrovní je situace jiná v tom, že je histogram snímku rozdělen na stejně velké oblasti a pro každou tuto oblast je nalezena vlastní prahovací úroveň. Původní snímek je následně segmentován pomocí všech nalezených prahovacích úrovní.

Při zachování značení používaného v kapitolách výše jsou pixely s různými odstíny šedi označeny jako L s intervalem $[0, 1, \dots, L]$. Požadovaný počet prahovacích úrovní je označen jako p . Šířka jedné oblasti (tedy její velikost), která je označena jako a je následně definována:

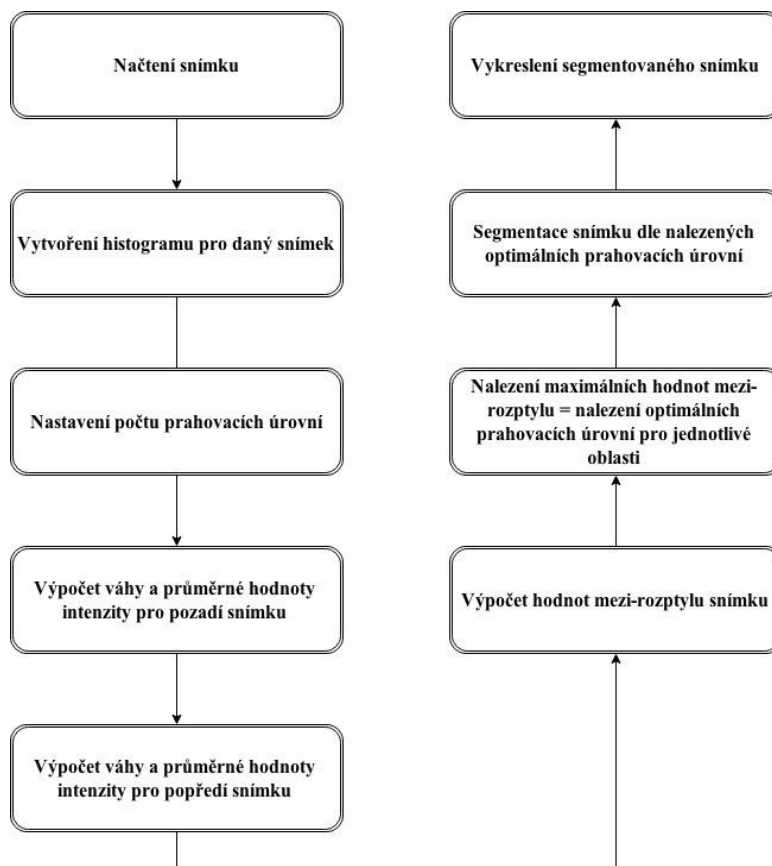
$$a = \frac{L}{p} \quad (10)$$

Počet oblastí, na které bude histogram rozdělen je roven počtu požadovaných prahovacích úrovní. Jednotlivé prahovací úrovně jsou označeny P . Mezi-rozptyl je definován stále stejně, tedy dle vztahu (5). Optimální prahovací úrovně pro jednotlivé oblasti jsou následně dány:

$$P_p = \max_p(\sigma_B^2) \quad (11)$$

Kdyby bylo zapotřebí najít pro jakýkoliv ilustrativní snímek například 4 prahovací úrovně, počet oblastí by byl také 4. Ideální prahovací úroveň pro první oblast by byla označena jako P_1 a byla by získána pomocí maximální hodnoty mezi-rozptylu pro tuto první oblast, tedy $P_1 = \max_1(\sigma_B^2)$. Segmentovaný snímek by pak obsahoval 5 odstínů šedi.

Vývojový diagram algoritmu založeného na Otsu metodě nalézajícího více prahovacích úrovní pro daný snímek je uvedena na Obr. 34.



Obr. 34 – Vývojový diagram multilevel Otsu metody

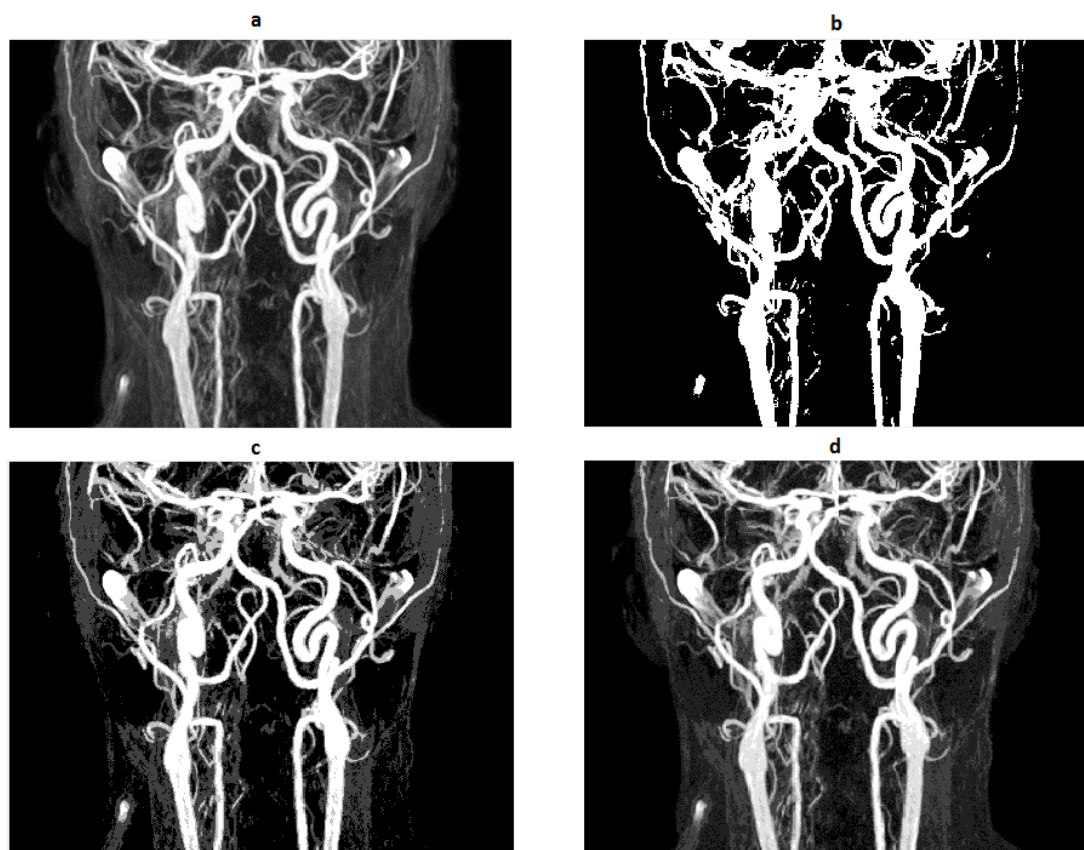
5.2.2 Testování algoritmu na reálných datech

Tato kapitola je věnována prezentaci a porovnání segmentovaných snímků pomocí algoritmu nalézajícího více prahovacích úrovní na základě Otsu metody pro různé typy snímků a různý počet prahovacích úrovní. Dále je zde ukázáno porovnání navrhovaného multilevel algoritmu v porovnání s vestavěnou funkcí programu MATLAB *multithresh*, která také nalézá více prahovacích úrovní pro jeden daný snímek, ovšem na základě jiného matematického aparátu.

Na následujících ilustrativních obrázcích je uvedena praktická aplikace navrhovaného multilevel algoritmu na reálné medicínské snímky. Vždy je vyobrazen snímek původní a snímky segmentované. A to pomocí 1, 4 nebo 8 prahovacích úrovní. Snímky segmentované jen pomocí jedné prahovací úrovně jsou de facto snímky segmentované pomocí Otsu metody hledající jednu prahovací úroveň. Z toho vyplývá, že na obrázcích níže je možné vidět porovnání implementované Otsu metody hledající jednu prahovací úroveň a navrhovaného multilevel algoritmu hledajícího úrovní více.

Na Obr. 35 (a) je vyobrazen původní snímek oblasti hlavy a krku získaný pomocí angiografie magnetickou rezonancí, na Obr. 35 (b), (c), (d) jsou vyobrazeny segmentované snímky pomocí navrhovaného multilevel algoritmu, a to pro 1, 4 a 8 prahovacích úrovní. Na Obr. 35 (d) je patrné, že

při použití osmi prahovacích úrovní pro tento konkrétní snímek jsou mezi původním snímkem a segmentovaným snímkem patrné už jen malé difference.



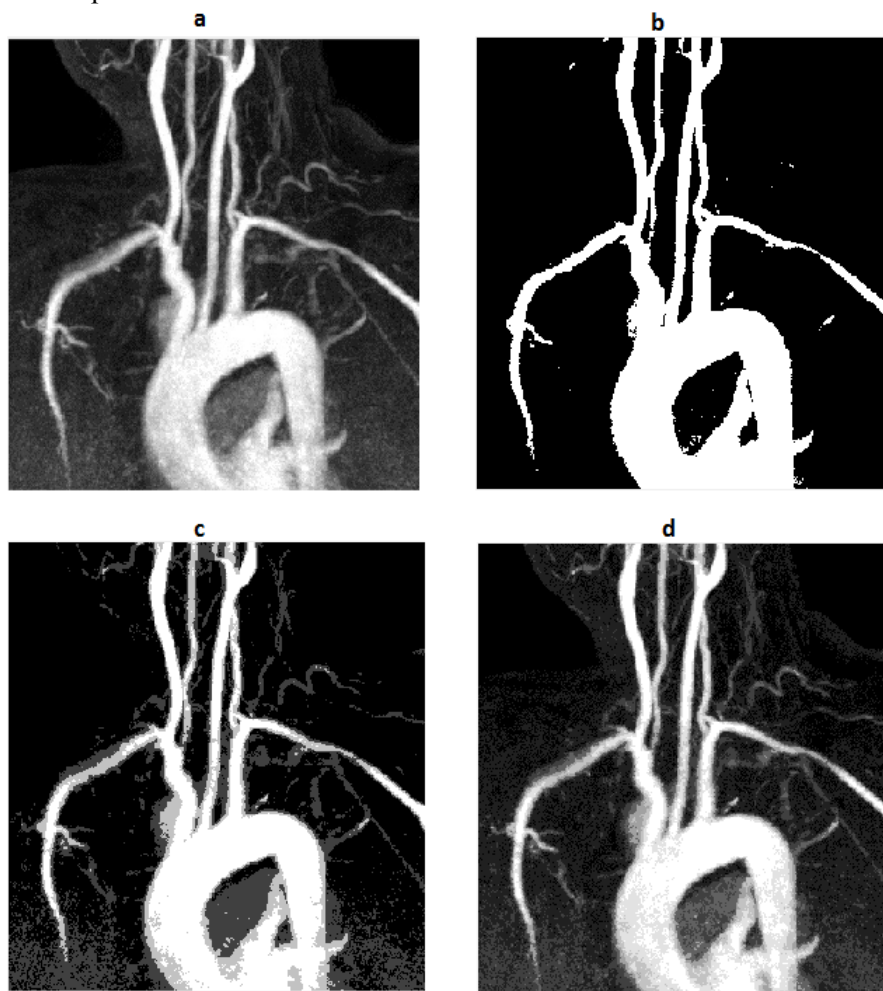
Obr. 35 – Původní a segmentované snímky oblasti hlavy a krku dle navrhovaného multilevel algoritmu. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pro 1 prahovací úroveň, (c) - segmentovaný snímek pro 4 prahovací úrovně, (d) – segmentovaný snímek pro 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 36 (a) je vyobrazen původní snímek oblasti dolní končetiny získaný pomocí angiografie magnetickou rezonancí, na Obr. 36 (b), (c), (d) jsou vyobrazeny segmentované snímky pomocí navrhovaného multilevel algoritmu, a to pro 1, 4 a 8 prahovacích úrovní. Na Obr. 36 (b) je zřejmé, že algoritmus není schopen cévní řečiště pro tento snímek správně segmentovat s využitím pouze jedné prahovací úrovně. Situace je, ale výrazně lepší při použití 4 nebo 8 prahovacích úrovní (Obr. 36 (c), (d)). Je tedy zcela patrné, že tento konkrétní snímek je nutné segmentovat pomocí navrhovaného multilevel algoritmu při využití většího počtu prahovacích úrovní a ne pouze Otsu metodou hledající prahovací úroveň jednu.



Obr. 36 – Původní a segmentované snímky oblasti dolní končetiny dle navrhovaného multilevel algoritmu. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pro 1 prahovací úroveň, (c) - segmentovaný snímek pro 4 prahovací úrovně, (d) – segmentovaný snímek pro 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 37 (a) je vyobrazen původní snímek oblasti krku a oblouku aorty získaný pomocí angiografie výpočetní tomografií. Na Obr. 37 (b), (c), (d) jsou vyobrazeny segmentované snímky pomocí navrhovaného multilevel algoritmu, a to pro 1, 4 a 8 prahovacích úrovní. Oproti předcházejícímu případu algoritmus dokáže segmentovat cévní řečiště snímku i při použití pouze jedné prahovací úrovně. Při využívání více prahovacích úrovní se pak segmentovaný snímek čím dál více podobá snímku původnímu.

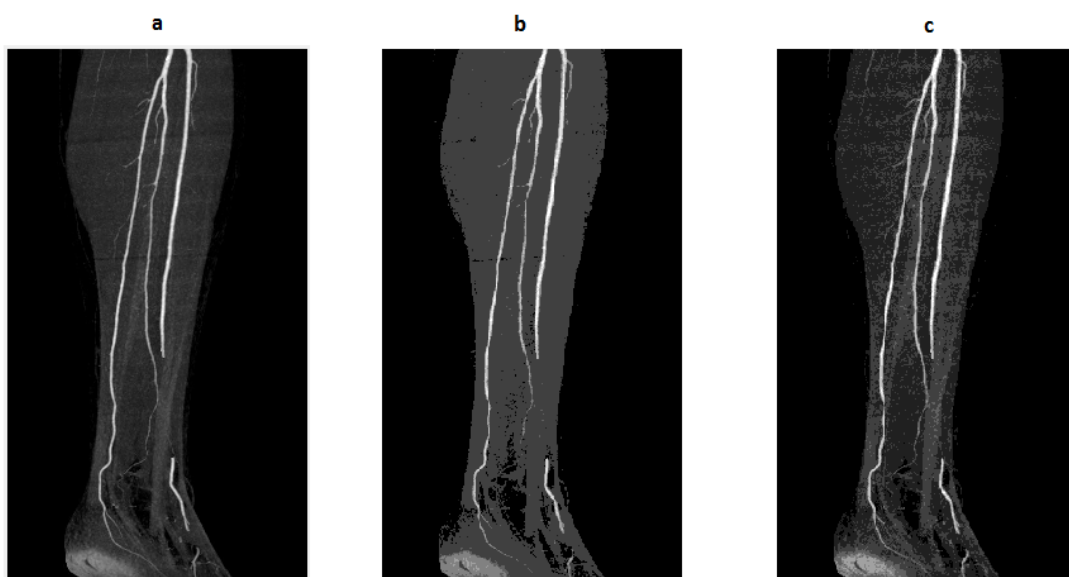


Obr. 37 – Původní a segmentované snímky oblasti krku a oblouku aorty dle navrhovaného multilevel algoritmu. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pro 1 prahovací úroveň, (c) – segmentovaný snímek pro 4 prahovací úrovně, (d) – segmentovaný snímek pro 8 prahovacích úrovní.

Z obrázků výše je patrné, že pro dosažení, co nejlepší segmentace cévního řečiště pro různé typy snímků, je nejvhodnější různý počet prahovacích úrovní v závislosti na povaze snímku. V graficko-uživatelském rozhraní softwaru pro úpravu medicínských dat, který je výstupem této práce, je tedy uživateli umožněna možnost výběru počtu prahovacích úrovní pro dosažení co nejlepší segmentace cévního řečiště, dle uživatelského posouzení. Více o této problematice a o graficko-uživatelském rozhraní samotném je uvedeno v kapitolách níže.

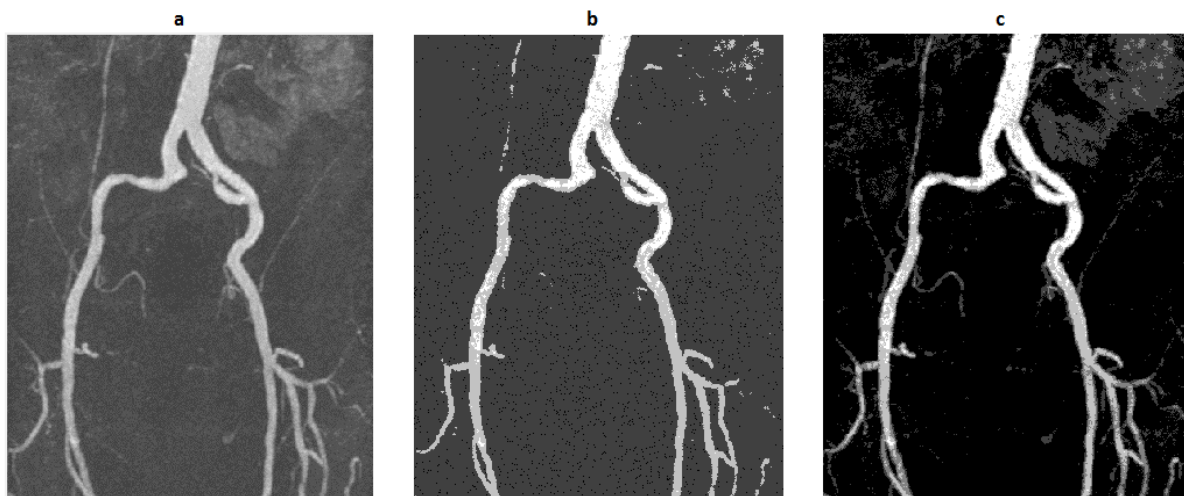
Jak již je uvedeno výše, samotný matematický program MATLAB obsahuje vestavěnou funkci *multithresh*, která je schopna nalézt stanovený počet prahovacích úrovní pro daný snímek podobně, jako zde navrhovaný multilevel algoritmus. Porovnání snímků segmentovaných dle vestavěné funkce *multithresh* a navrhovaného multilevel algoritmu vždy pro stejný počet prahovacích úrovní je uvedeno na následujících obrázcích.

Na Obr. 38 (a) je zobrazen původní snímek oblasti dolní končetiny získaný pomocí angiografie magnetickou rezonancí. Na Obr. 38 (b) je zobrazen snímek segmentovaný pomocí navrhovaného multilevel algoritmu a na Obr. 38 (c) zobrazen snímek segmentovaný dle vestavěné funkce *multithresh* programu MATLAB. Oba segmentované snímky jsou segmentovány pro 8 prahovacích úrovní.



Obr. 38 – Původní snímek a snímky segmentované dle navrhovaného multilevel algoritmu a vestavěné funkce programu MATLAB. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek dle navrhovaného multilevel algoritmu pro 8 prahovacích úrovní, (c) – segmentovaný snímek dle vestavěné funkce pro 8 prahovacích úrovní.

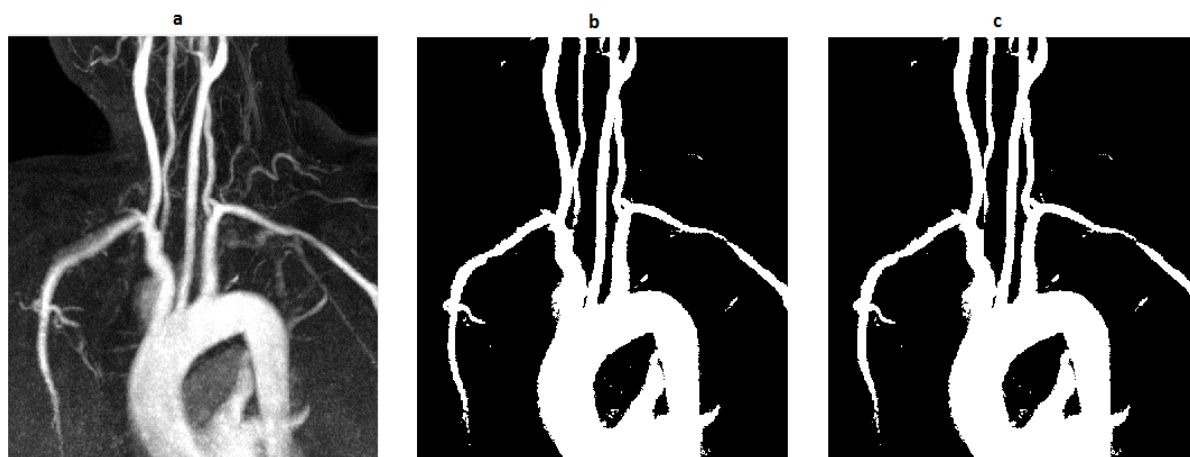
Na Obr. 39 (a) je zobrazen původní snímek oblasti pánve získaný pomocí angiografie magnetickou rezonancí. Na Obr. 39 (b) je zobrazen snímek segmentovaný pomocí navrhovaného multilevel algoritmu a na Obr. 39 (c) zobrazen snímek segmentovaný dle vestavěné funkce *multithresh* programu MATLAB. Oba segmentované snímky jsou segmentovány pro 4 prahovací úrovně.



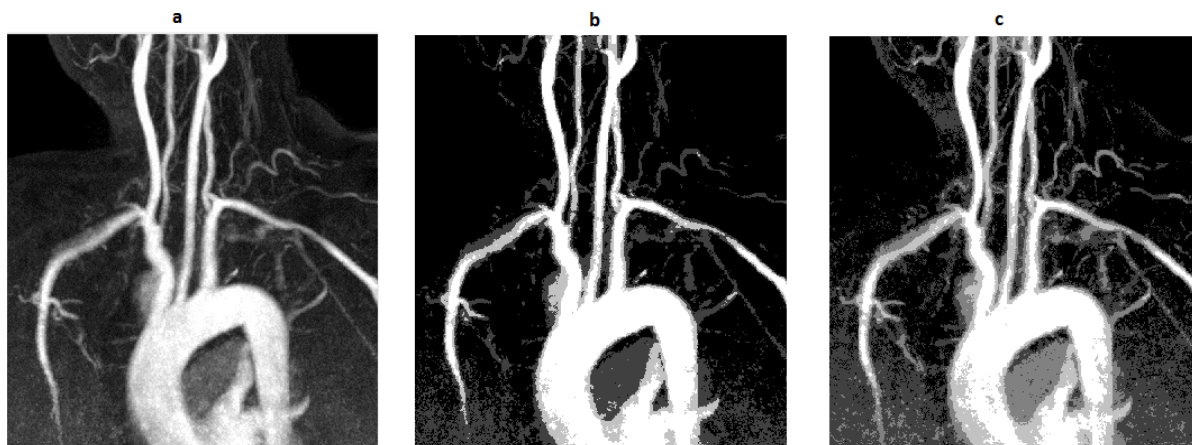
Obr. 39 – Původní snímek a snímky segmentované dle navrhovaného multilevel algoritmu a vestavěné funkce programu MATLAB. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek dle navrhovaného multilevel algoritmu pro 4 prahovací úrovně, (c) – segmentovaný snímek dle vestavěné funkce pro 4 prahovací úrovně.

Na Obr. 40 (a) je zobrazen původní snímek oblasti krku a oblouku aorty získaný pomocí angiografie výpočetní tomografií. Na Obr. 40 (b) je zobrazen snímek segmentovaný pomocí navrhovaného multilevel algoritmu a na Obr. 40 (c) zobrazen snímek segmentovaný dle vestavěné funkce *multithresh* programu MATLAB. Oba segmentované snímky jsou segmentovány pro jedinou prahovací úroveň.

Na Obr. 41 je zobrazen stejný snímek, ovšem segmentovaný pro 4 prahovací úrovně.



Obr. 40 – Původní snímek a snímky segmentované dle navrhovaného multilevel algoritmu a vestavěné funkce programu MATLAB. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek dle navrhovaného multilevel algoritmu pro 1 prahovací úroveň, (c) – segmentovaný snímek dle vestavěné funkce pro 1 prahovací úroveň.



Obr. 41 – Původní snímek a snímky segmentované dle navrhovaného multilevel algoritmu a vestavěné funkce programu MATLAB. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek dle navrhovaného multilevel algoritmu pro 4 prahovací úrovně, (c) – segmentovaný snímek dle vestavěné funkce pro 4 prahovací úrovně.

Z obrázků výše, které porovnávají funkčnost navrhovaného multilevel algoritmu a vestavěné funkce programu MATLAB *multithresh* je zřejmé, že oba postupy segmentují cévní řečiště srovnatelným způsobem a mírné rozdíly jsou patrné pouze u pozadí snímků, které pro nás ovšem není při posuzování cévního řečiště primárním parametrem.

Porovnání navrhovaného multilevel algoritmu a funkce *multithresh* je uváděno pouze ilustrativně. V zde prezentovaném návrhu a realizaci softwaru pro úpravu medicínských snímků není funkce *multithresh* používána a je pracováno pouze s navrhovaným multilevel algoritmem.

5.3 Extrakce cévního řečiště

Díky navrhovanému algoritmu na základě multilevel Otsu metody, který je popsán v kapitole 5.2, jsou získány segmentované snímky cévního řečiště. Tyto segmentované snímky jsou v odstínech šedi a obsahují vždy $p + 1$ odstínů šedi, kdy p označuje počet prahovacích úrovní (v této aplikaci vždy 1, 4 nebo 8 prahovacích úrovní). Takto segmentované snímky obsahují cévní řečiště, které je zde lépe rozpoznatelné vůči snímkům původním, ale obsahují také i pozůstatky pozadí. Toto zbylé pozadí může mít rozptylující a rušivý efekt při diagnostice cévního řečiště. Proto je v této kapitole prezentován postup, jak segmentované cévní řečiště od zbylého pozadí separovat a tím získat snímky obsahující pouze samotné segmentované cévní řečiště.

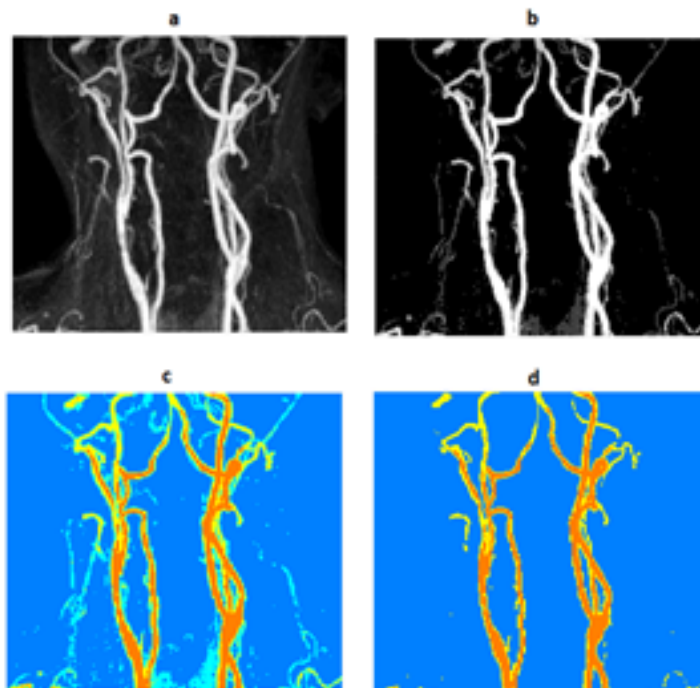
5.3.1 Struktura algoritmu filtrace

Jak již je zmíněno výše, segmentované snímky obsahují $p + 1$ odstínů šedi. To znamená, že jednotlivé pixely takového snímku nabývají hodnot v intervalu $[0 \text{ až } p + 1]$. Jednotlivé hodnoty pixelů reprezentují různé odstíny šedi (např.: 0 = černá, $p + 1$ = bílá). Cévní řečiště v segmentovaném snímku je vyznačeno v jiných odstínech šedi než zbylé pozadí, je tedy jasné, že pixely cévního řečiště nabývají určitých hodnot a pixely pozadí hodnot jiných. Pokud jsou tedy ponechány v segmentovaném

snímku pouze pixely s hodnotami odpovídajícímu cévnímu řečišti a u všech ostatních pixelů je změněna jejich hodnota na jednotnou hodnotu pozadí, je získán snímek obsahující pouze segmentované cévní řečiště bez zbylého rušivého pozadí. Aby bylo cévní řečiště ještě lépe patrné, je převedena jeho barva, která je nyní jen v odstínech šedi do barevného spektra.

Před popisem principu funkce samotného filtračního algoritmu je uveden ilustrativní příklad přibližující podstatu odfiltrování pozadí.

Je dána extrahovaná část snímku (RoI) z oblasti krku získaného pomocí angiografie magnetickou rezonancí. Tato oříznutá oblast je uvedena na Obr. 42 (a). Pomocí navrhovaného multilevel algoritmu na základě multilevel Otsu metody je získán segmentovaný snímek cévního řečiště. V tomto případě je segmentace prováděna pro 4 prahovací úrovně. Segmentovaný snímek proto obsahuje pixely pěti různých odstínů šedi. Takovýto snímek je uveden na Obr. 42 (b). Pro lepší rozlišitelnost cévního řečiště od zbylého pozadí je na Obr. 42 (c) uveden segmentovaný snímek převeden z odstínů šedi do barevného spektra. Takovýto snímek stále obsahuje pixely, jejichž hodnoty nabývají pěti různých hodnot. V tomto případě už ovšem hodnoty pixelů neoznačují odstíny šedi, ale reprezentují konkrétní barvy. Nakonec na Obr. 42 (d) je uveden finální snímek zobrazující pouze segmentované cévní řečiště po odfiltrování zbylého pozadí z Obr. 42 (c). Na Obr. 42 (d) je patrné již pouze cévní řečiště, hodnoty pixelů zbylého pozadí jsou totiž změněny na jednotnou hodnotu reprezentující nově vzniklé pozadí. Obr. 42 (d) proto již obsahuje pouze pixely s třemi různými hodnotami, a to skupinu pixelů o jedné hodnotě, které tvoří tmavě modré pozadí a dvě skupiny pixelů tvořící cévní řečiště (oranžovo-žlutá).



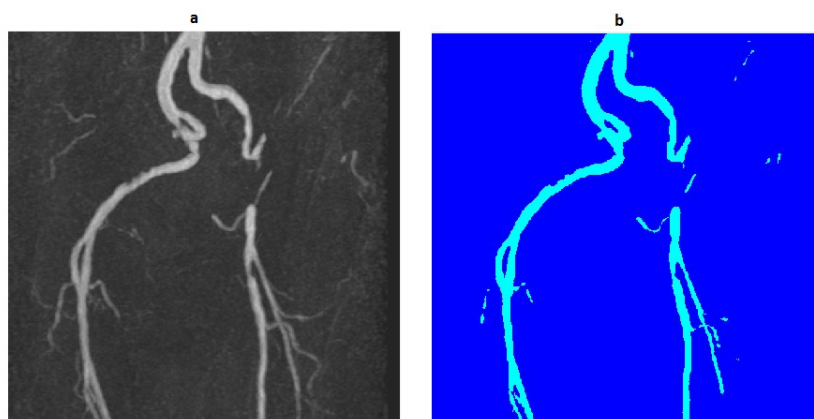
Obr. 42 – Ilustrativní ukázka funkce odfiltrování pozadí. (a) – RoI původního snímku, (b) – segmentovaná RoI, (c) – segmentovaná RoI v barevném spektru, (d) – RoI po odfiltrování pozadí.

5.3.2 Princip funkce algoritmu filtrace a aplikace na medicínská data

Ilustrativní příklad v přecházející kapitole objasnil, k čemu vlastně algoritmus pro odfiltrování pozadí slouží. V této kapitole je rozebrán jeho matematický popis a princip funkce.

Při použití jediné prahovací úrovně p na daný snímek, obsahuje segmentovaný snímek pouze dvě skupiny pixelů (dva odstíny šedi). Jedna skupina pixelů reprezentuje pozadí snímku a druhá segmentované cévní řečiště. Není zde tedy nutnost provádět jakoukoliv filtraci, protože cévní řečiště je ihned po segmentaci patrné. Já ve své aplikaci provádím pouze převedení snímku z černobílého do barevného spektra. Cévní řečiště je pak v takovémto snímku vyznačeno jednou barvou, pozadí druhou.

Ukázka zřetelnosti cévního řečiště ihned po provedení segmentace při použití jediné prahovací úrovně je znázorněna na Obr. 43.



Obr. 43 – Ukázka zřetelnosti segmentovaných cév při použití jedné prahovací úrovně. Zleva: původní snímek, segmentovaný snímek převeden do barevného spektra.

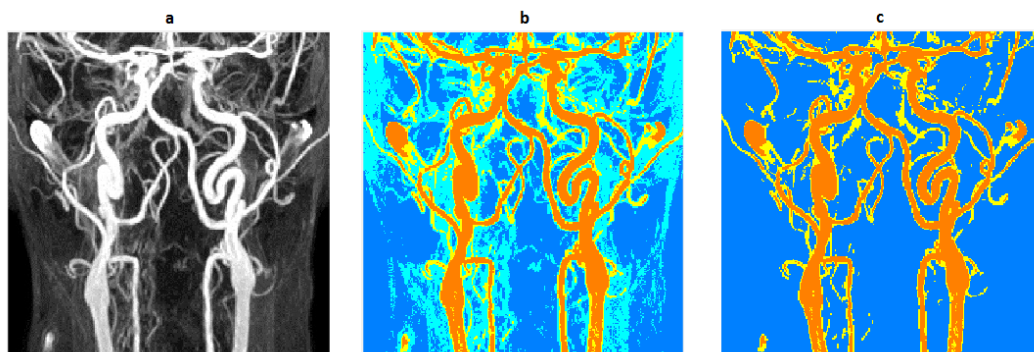
Při použití čtyřech prahovacích úrovní, obsahuje snímek $p + 1$ odstínů šedi, tedy 5. Cévní řečiště v takovém případě není reprezentováno pouze jedním odstínem šedi (jednou skupinou pixelů o dané hodnotě), ale odstíny více (více skupinami pixelů). V mém návrhu filtračního algoritmu jsem pro 4 prahovací úrovně stanovil, že cévní řečiště je reprezentováno dvěma skupinami pixelů. A to pixely s hodnotou $p + 1$ a p . Zbývající tři skupiny pixelů odpovídají pozadí. K takovému závěru jsem dospěl po testování filtračního algoritmu na množství různých medicínských snímků. Filtrační algoritmus pro snímek, který je segmentován 4 prahovacími úrovněmi, zní:

Pokud má pixel segmentovaného snímku hodnotu $p + 1$ nebo p , je takovýto pixel s jeho hodnotou ve snímku ponechán. Hodnoty všech ostatních pixelů jsou změněny na jednotnou hodnotu 1 odpovídající nově vzniklému pozadí.

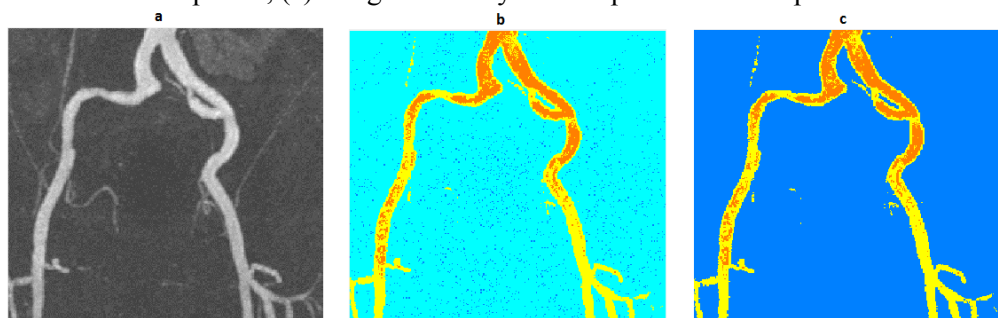
Segmentovaný snímek čtyřmi prahovacími úrovněmi po odfiltrování pozadí obsahuje pouze tři odstíny šedi (skupiny pixelů) namísto původních 5. Jeden odstín reprezentuje nově vzniklé pozadí a zbývající dva odstíny představují cévní řečiště. Aby bylo vše ještě lépe patrné a rozeznatelné, je snímek vždy převeden z černobílého zobrazení do barevného spektra.

Na následujících dvou obrázcích je ukázána aplikace filtračního algoritmu na medicínské snímky. V obou případech jsou původní snímky (označené jako (a)) segmentovány pomocí čtyř prahovacích úrovní. Takto segmentované snímky převedené do barevného spektra lze vidět na

obrázcích označené jako (b). Na obrázcích (c) jsou znázorněny segmentované snímky po odfiltrování pozadí.



Obr. 44 – Použití filtračního algoritmu na snímek segmentovaný čtyřmi prahovacími úrovněmi oblasti krku. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pomocí 4 prahovacích úrovní převeden do barevného spektra, (c) – segmentovaný snímek po odfiltrování pozadí.



Obr. 45 – Použití filtračního algoritmu na snímek segmentovaný čtyřmi prahovacími úrovněmi z oblasti pánve. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pomocí 4 prahovacích úrovní převeden do barevného spektra, (c) – segmentovaný snímek po odfiltrování pozadí.

Z Obr. 44 a Obr. 45 je patrné, že cévní řečiště je v některých případech relativně dobře patrné již po provedení pouhé segmentace (Obr. 45 (b)) a použití filtračního algoritmu má již jen malý vliv na zobrazení cévního řečiště (Obr. 45 (c)). V jiných případech (Obr. 44 (b)) je ovšem čitelnost cévního řečiště po provedení pouhé segmentace rušena zbylým pozadím. V takovémto případě je tedy filtrační algoritmus velmi užitečný a potřebný (Obr. 44 (c)).

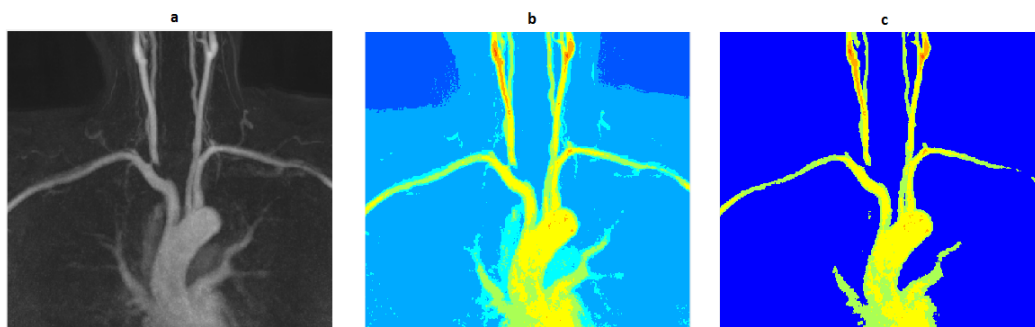
Při použití osmi prahovacích úrovní obsahuje segmentovaný snímek opět $p + 1$ odstínů šedi, tedy 9. V takovémto případě je cévní řečiště reprezentováno 4 odstíny šedi (4 skupinami pixelů). A to pixely s hodnotami $p + 1$, p , $p - 1$ a $p - 2$. Zbylých 5 odstínů šedi reprezentuje pozadí snímku. K tomuto názoru jsem opět došel testováním filtračního algoritmu na množství medicínských snímků. Filtrační algoritmus pro snímek segmentovaný osmi prahovacími úrovněmi zní:

Pokud má pixel segmentovaného snímku hodnotu $p + 1$ nebo p nebo $p - 1$ nebo $p - 2$, je takovýto pixel s jeho hodnotou ve snímku ponechán. Hodnoty všech ostatních pixelů jsou změněny na jednotnou hodnotu 1 odpovídající nově vzniklému pozadí.

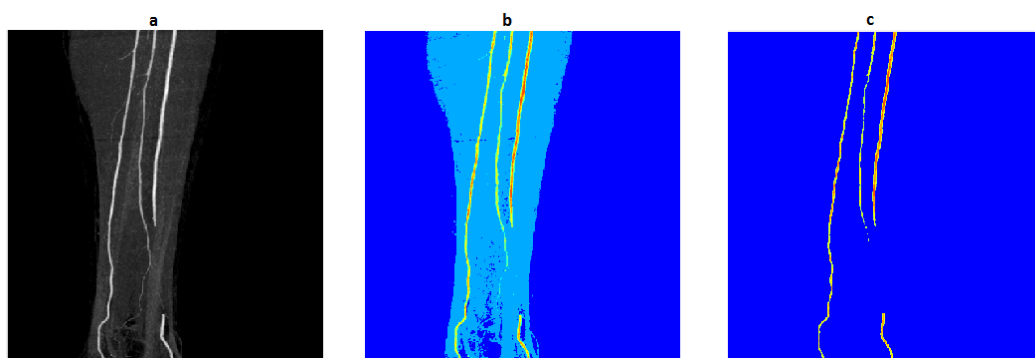
Snímek segmentovaný osmi prahovacími úrovněmi po provedení filtračního algoritmu obsahuje pět odstínů šedi (skupin pixelů) namísto původních devíti. Čtyřmi odstíny šedi je

reprezentováno cévní řečiště a zbylým jedním odstínem šedi je reprezentováno nově definované pozadí. I v tomto případě je pro lepší přehlednost snímek vždy převeden z šedotónového zobrazení do kontrastního barevného spektra.

Na následujících obrázcích je ukázána aplikace algoritmu filtrujícího pozadí snímků, které jsou segmentovány pomocí osmi prahovacích úrovní. Obrázky označené jako (a) představují původní snímky. Na obrázcích (b) jsou vyobrazeny segmentované snímky pomocí osmi prahovacích úrovní převedené do barevného spektra a na obrázcích (c) jsou znázorněny snímky segmentovaného cévního řečiště s odfiltrovaným pozadím.



Obr. 46 – Použití filtračního algoritmu na snímek segmentovaný osmi prahovacími úrovněmi z oblasti krku. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pomocí 8 prahovacích úrovní převeden do barevného spektra, (c) – segmentovaný snímek po odfiltrování pozadí.



Obr. 47 – Použití filtračního algoritmu na snímek segmentovaný osmi prahovacími úrovněmi z oblasti dolní končetiny. (a) – původní snímek, (b) – segmentovaný snímek pomocí 8 prahovacích úrovní převeden do barevného spektra, (c) – segmentovaný snímek po odfiltrování pozadí.

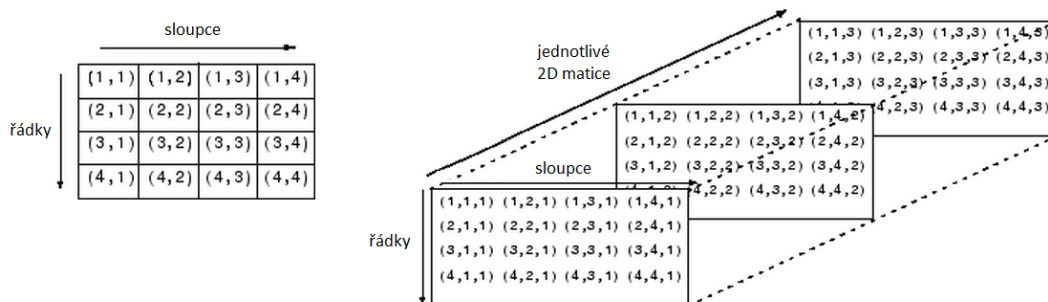
Z Obr. 46 a Obr. 47 je názorně viditelné, že po použití filtračního algoritmu je ze snímku odfiltrováno pozadí, které při posuzování cévního řečiště nemá význam a je ponecháno jen samotné segmentované cévní řečiště.

5.4 3D matice snímků

Segmentování snímku pomocí různého počtu prahovacích úrovní, následná filtrace zbylého pozadí a převedení snímku do barevného spektra jsou základními úlohami, na kterých stojí celý finální software pro úpravu medicínských snímků. Výše je ale prezentováno jen, jak pracovat a segmentovat

snímek jediný. Zatím tedy není umožněno uživateli plynulé a rychlé přepnutí například mezi více segmentovanými snímky bez toho, aby uživatel musel načíst každý snímek jednotlivě, stanovit pro něj počet prahovacích úrovní a snímek segmentovat, případně pak odfiltrovat zbylé pozadí. Tento problém je v této aplikaci řešen pomocí tzv. 3D matice snímků.

Každý jednotlivý původní snímek v odstínech šedi představuje jednu 2D matici. Pokud je seřazeno více takovýchto snímků (2D matic) za sebe, vznikne 3D matice naplněna jednotlivými snímky. Pomocí této úvahy je umožněno získat 3D matici obsahující snímky z celé jedné série od daného pacienta. Takovouto 3D matici je následně možné najednou segmentovat dle zvoleného počtu prahovacích úrovní (respektive jednotlivé snímky 3D matice). Segmentací všech snímků v 3D matici je dosaženo nové 3D matice obsahující segmentované snímky dle stanoveného počtu prahovacích úrovní. S těmito snímky je pak dále pracováno, a to v podobě jejich převedení do barevného spektra nebo odfiltrování zbylého pozadí.



Obr. 48 – Porovnání 2D matice vlevo s 3D maticí vpravo. Upraveno dle [26].

Mohla by být položena otázka, proč i segmentované snímky v barevném spektru nebo segmentované cévní řečiště s odfiltrovaným pozadím nevytvorí také jednotlivé 3D matice. Odpovědí je to, že jednotlivé snímky převedené do barevného spektra vytváří samy o sobě jednotlivé 3D matice. A to vždy o třech vrstvách, jedna vrstva vždy pro jednu barvu z barevného modelu RGB. Snímky, které jsou samy 3D maticemi není možné seskupovat do jedné trojrozměrné matice. Tento nešvar, kdy by uživatel chtěl například přepínat mezi snímky segmentovaného cévního řečiště s odfiltrovaným pozadím, je v této implementaci vyřešen pomocí toho, že je vždy pracováno jen s jedním konkrétním segmentovaným snímkem ze 3D matice segmentovaných snímků a ten je vždy upraven a vykreslen. Poté je pracováno znova s dalším požadovaným snímkem. Vše je zřetelněji patrné v následující kapitole.

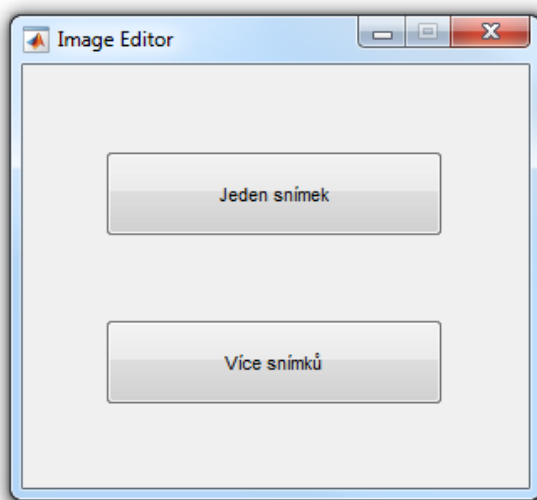
5.5 Graficko-uživatelské rozhraní

V předešlých kapitolách je prezentován princip funkce nejpodstatnějších komponentů, které obsahuje finální navrhovaný software pro úpravu medicínských snímků. Zároveň bylo provedeno testování navrženého softwarového řešení na klinických datech. Tato kapitola se zabývá vývojem uživatelské aplikace pro detekci a vizualizaci cévního řečiště, aby byla umožněna uživateli jednoduchá, pohodlná a intuitivní práce se snímky, na kterých bude chtít provádět požadované úpravy. Za tímto účelem je zapotřebí všechny zmiňované a navrhované algoritmy zimplementovat do graficko-uživatelského rozhraní, aby uživateli stačilo pouze nastavením ovládacího prvku vykonat požadovanou operaci bez nutnosti znát zdrojový kód, který probíhá v pozadí. Celý návrh a realizace jsou prováděny pomocí matematického programu MATLAB.

Navrhované finální graficko-uživatelské rozhraní sestává ze tří samostatně pracujících a navržených částí (uživatelských oken), přičemž každé z nich bylo realizováno jako samostatné graficko-uživatelské rozhraní. Následně byly všechny tyto tři části propojeny pomocí volání funkcí a tvoří dohromady jeden celek.

5.5.1 Hlavní menu

První částí graficko-uživatelské rozhraní je hlavní menu (Obr. 49), které poskytuje možnost vybrat, zda bude prováděna úprava pouze jednoho snímku nebo celé série snímků. Toto je také první uživatelské okno, které se spustí po startu celého softwaru.



Obr. 49 – Vzhled uživatelského okna *Hlavní menu*.

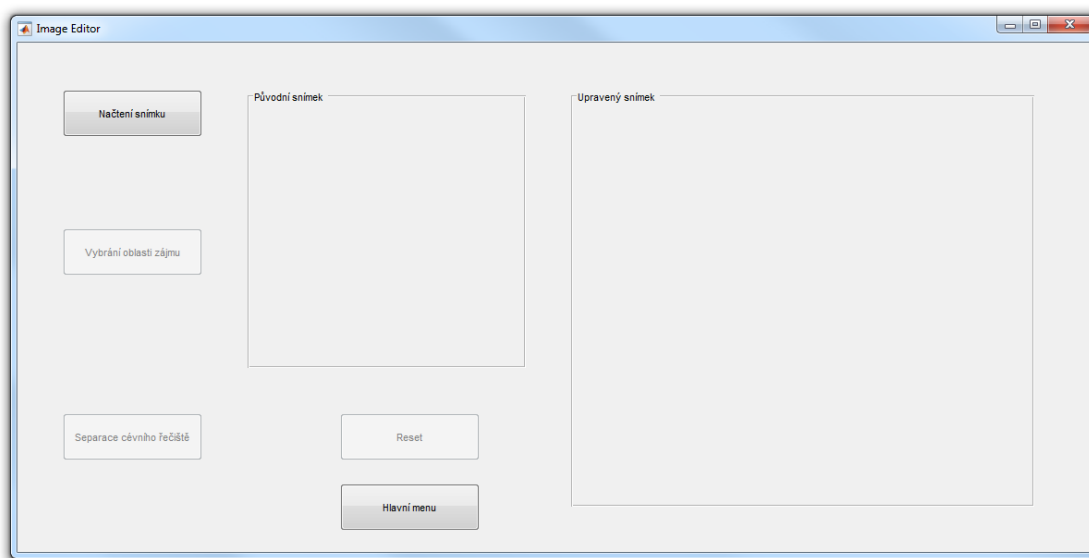
Hlavní menu obsahuje dvojici ovládacích prvků. A to ovládací prvek *Jeden snímek* a ovládací prvek *Více snímků*. Po nastavení ovládacího prvku *Jeden snímek* je otevřeno nové uživatelské okno (druhá část graficko-uživatelské rozhraní) umožňující úpravu jednoho snímku a toto uživatelské okno je ukončeno. Po nastavení ovládacího prvku *Více snímků* je otevřeno nové uživatelské okno (třetí část

graficko-uživatelské rozhraní) umožňující úpravu více snímků a toto uživatelské okno je ukončeno. Obě tyto části jsou rozebrány níže podrobněji.

Dále hlavní menu poskytuje možnost ukončení (zavření) pomocí červeného křížku v pravém horním rohu (tímto je ukončen také celý program pro úpravu medicínských snímků) a možnost minimalizace uživatelského okna na hlavní panel (lištu). Maximalizování hlavního menu zde není povoleno vzhledem k jeho velikosti a vzhledu.

5.5.2 Editace jednoho snímku

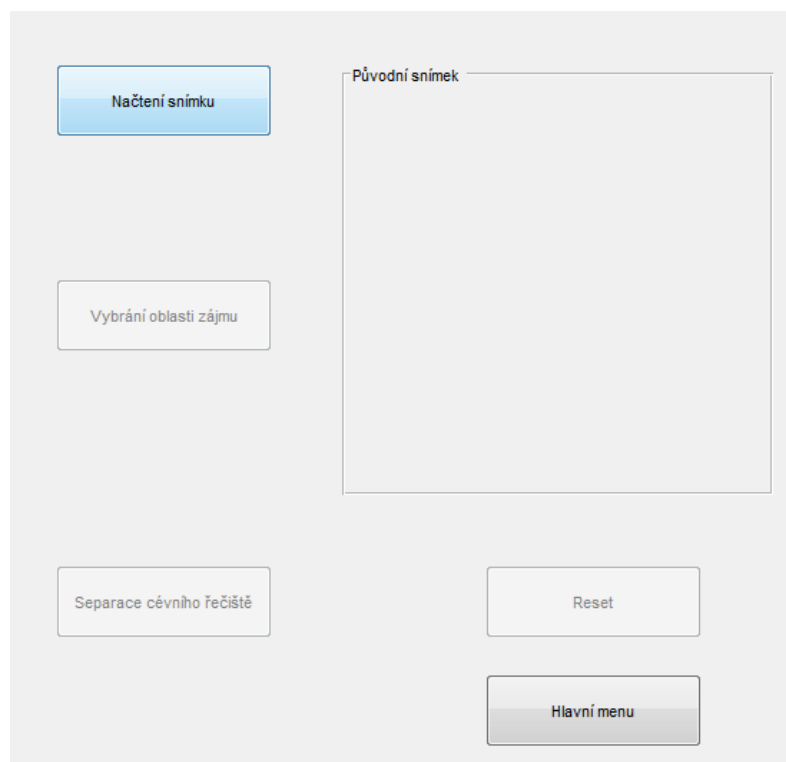
Druhou částí graficko-uživatelského rozhraní je uživatelské okno pro úpravu a editaci jednoho snímku. Toto uživatelské okno je vyvoláno nastavením ovládacího prvku *Jeden snímek* v uživatelském okně *Hlavní menu*. Vzhled uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku ihned po jeho spuštění je zobrazen na následujícím obrázku.



Obr. 50 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku ihned po jeho spuštění.

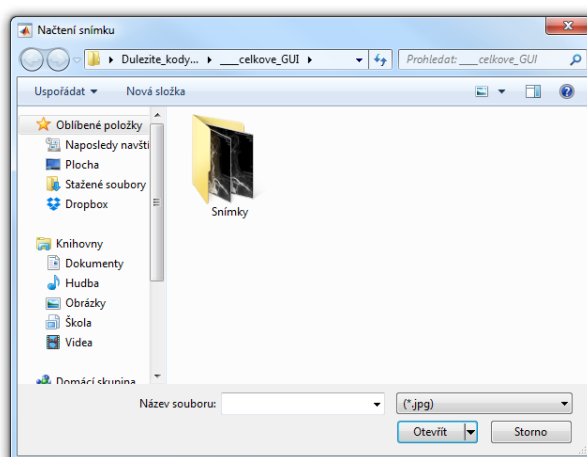
Uživatelské okno pro úpravu a editaci jednoho snímku obsahuje po spuštění pětici ovládacích prvků. A to ovládací prvky *Načtení snímku*, *Vybrání oblasti zájmu*, *Separace cévního řečiště*, *Reset* a *Hlavní menu*. Jejich detail je vyobrazen na Obr. 51. Další součástí tohoto uživatelského okna jsou dva panely, na kterých bude následně zobrazován původní a upravený snímek. A to panely *Původní snímek* a *Upravený snímek*. Dále obsahuje toto uživatelské okno možnost ukončení (zavření) pomocí červeného křížku v pravém horním rohu (tímto je ukončen také celý program pro úpravu medicínských snímků), možnost maximalizace uživatelského okna na celou obrazovku a možnost minimalizace uživatelského okna na hlavní panel (lištu).

Ihned po spuštění tohoto uživatelského okna je umožněno nastavení pouze dvojice ovládacích prvků. A to ovládacích prvků *Načtení snímku* a *Hlavní menu*. Nastavení ovládacího prvku *Hlavní menu* ukončí toto uživatelské okno a otevře uživatelské okno *Hlavní menu*. Tímto je umožněn návrat do hlavního menu v případě, kdy byla zvolena špatná možnost editace.



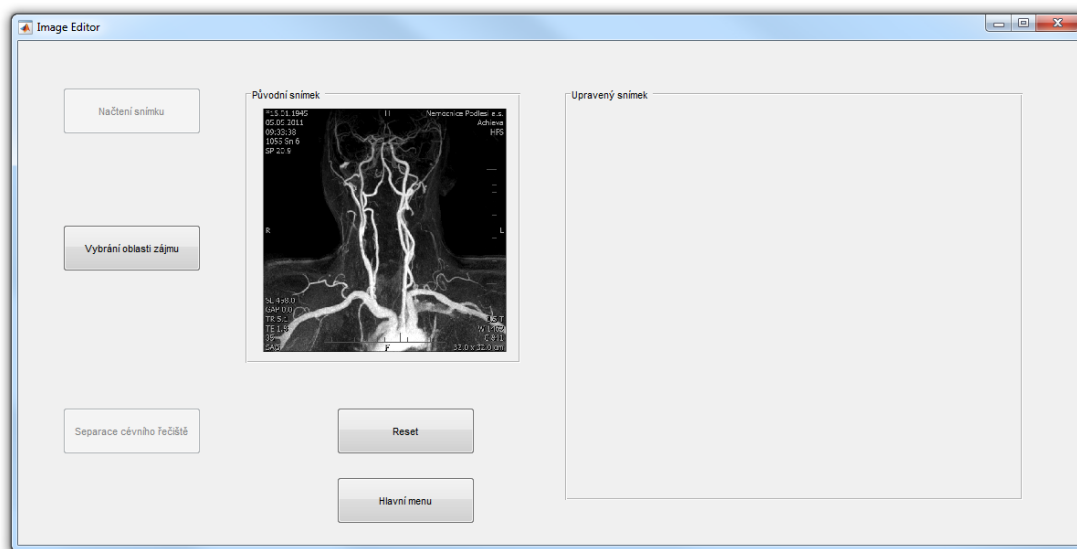
Obr. 51 – Detail ovládacích prvků uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku ihned po jeho spuštění.

Nastavení ovládacího prvku *Načtení snímku* vyvolá a otevře dialogové okno umožňující výběr snímku pro následné úpravy z libovolné složky počítače. Primárně jsou zobrazovány snímky ve formátu jpg. V rolovací liště v pravém dolním rohu je možnost změnit formát zobrazovaných snímků na png nebo na všechny formáty. Toto dialogové okno je zobrazeno na Obr. 52 (poznámka – vzhled a rozložení dialogového okna se může lišit na základě verze operačního systému a nastavení uživatele).



Obr. 52 – Vzhled dialogového okna pro výběr a načtení snímku.

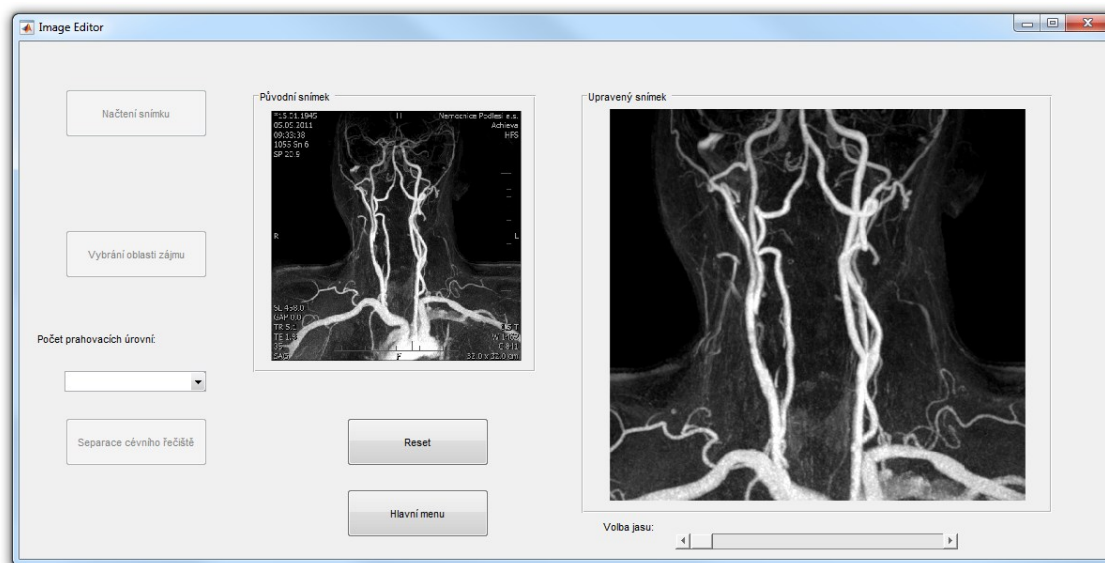
Po vybrání požadovaného snímku a jeho načtení pomocí ovládacího prvku *Otevřít* v dialogovém okně je daný snímek načten a vykreslen do panelu *Původní snímek*. Viz Obr. 53. Zároveň je povolena možnost použití ovládacích prvků *Vybrání oblasti zájmu* a *Reset*. Funkce ovládacího prvku *Načtení snímku* je naopak zablokována. Nastavením ovládacího prvku *Reset* je ukončeno toto uživatelské okno a otevřeno znova stejně jako na Obr. 50. Tímto způsobem je umožněn restart programu v rámci tohoto uživatelského okna, tedy uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku. Kromě zavření a znovuotevření tohoto uživatelského okna dojde po stisku tlačítka *Reset* také ke smazání všech proměnných. Takto je ošetřeno možné přemazávání proměnných, která by mohlo vést k zacyklení programu.



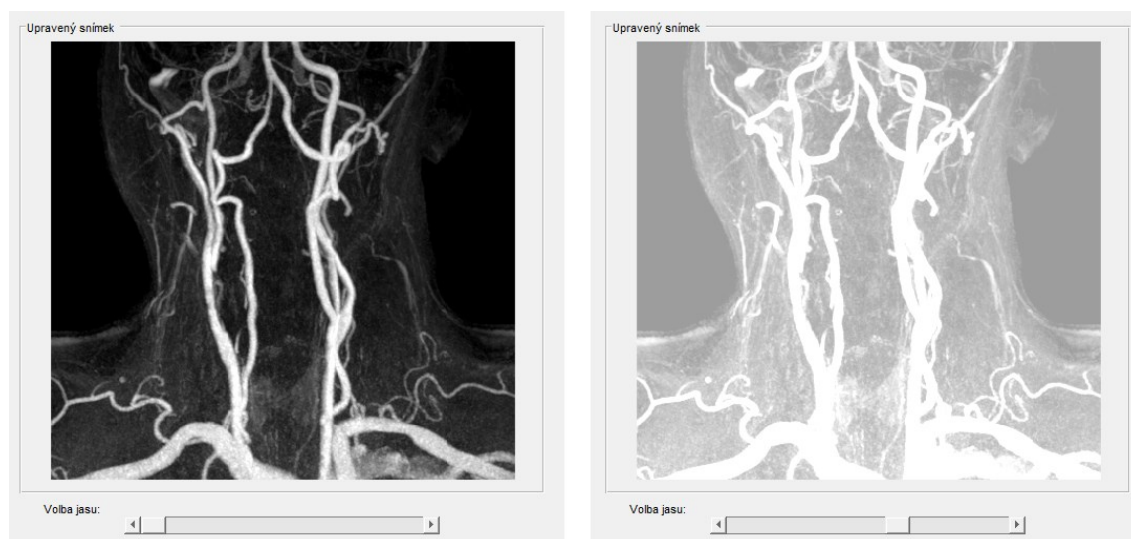
Obr. 53 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku po načtení snímku.

Nastavení ovládacího prvku *Vybrání oblasti zájmu* poskytuje možnost definovat oblast zájmu (RoI) v původním snímku pro kterou budou prováděny následné úpravy. Velikost RoI je stanovena pomocí kurzoru myši a potvrzena dvojklikem levým tlačítkem myši. Po potvrzení výběru je vybraná oblast zájmu vykreslena v panelu *Upravený snímek*. Situace je znázorněna na Obr. 54. Zároveň se objeví posuvník (slider) s popisem *Volba jasu* a rolovací menu (pop-up menu) s popisem *Počet prahovacích úrovní*. Dále je zablokována možnost použití ovládacího prvku *Vybrání oblasti zájmu*.

Posuvník s popisem *Volba jasu* poskytuje možnost měnit jas upravovaného snímku, který je vykreslován v panelu *Upravený snímek*. Detail RoI s různým nastavením jasu je ilustrativně uveden na Obr. 55.

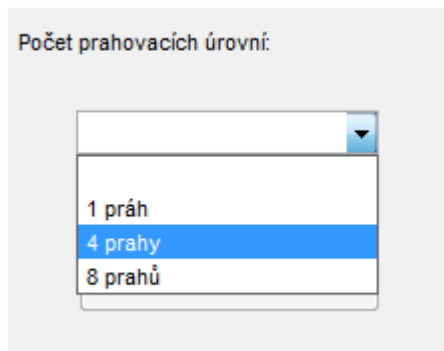


Obr. 54 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku po vybrání oblasti zájmu.



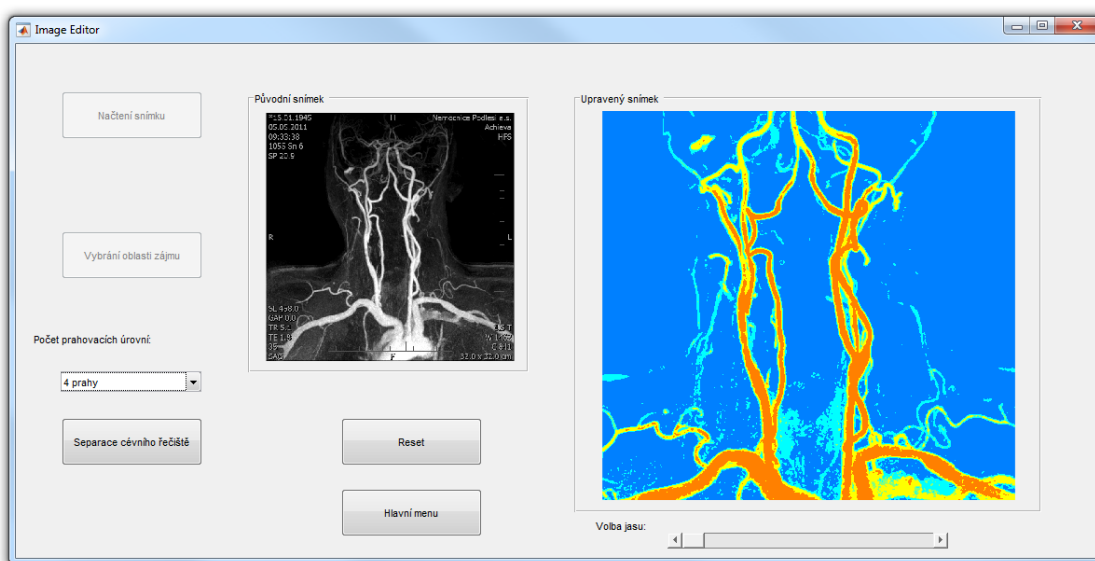
Obr. 55 – Detail panelu *Upravený snímek* pro různé pozice posuvníku nastavujícího volbu jasu. Zleva: nastavení jasu na výchozí hodnotu, nastavení jasu na jinou požadovanou hodnotu.

Kromě možnosti nastavení jasu snímku je umožněno nastavit počet prahovacích úrovní pomocí rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní*. Po nastavení tohoto počtu prahovacích úrovní je provedena segmentace upravovaného snímku podle navrhovaného multilevel algoritmu. Detail otevřeného rolovacího menu s nabídkou různého počtu prahovacích úrovní je na Obr. 56.



Obr. 56 – Detail otevřeného rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní*.

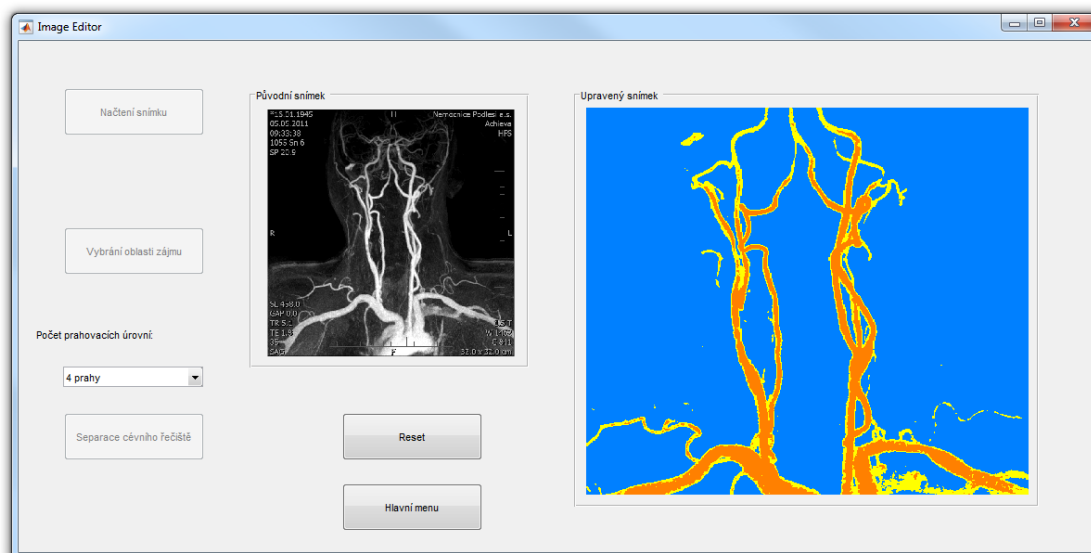
Vybráním jedné z možností a jejím potvrzením stiskem levého tlačítka myši je provedena segmentace snímku dle nastaveného počtu prahovacích úrovní pomocí navrhovaného multilevel algoritmu. Zároveň je povolena možnost použití ovládacího prvku *Separace cévního řečiště*. Tato situace je znázorněna na Obr. 57. Nadále je umožněna volba jasu pomocí posuvníku *Volba jasu*, tentokrát již segmentovaného snímku. V případě, kdy uživatel není spokojen s přesností nebo citlivostí segmentace dle nastaveného počtu prahovacích úrovní, je možné tento počet změnit opět použitím a vybráním jiné možnosti z rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní*.



Obr. 57 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku po vybrání počtu prahovacích úrovní z rolovacího menu. Konkrétně pro 4 prahovací úrovně.

Pokud je uživatel spokojen s provedenou segmentací dle nastaveného počtu prahovacích úrovní má možnost nastavením ovládacího prvku *Separace cévního řečiště* provést extrakci cévního řečiště od zde nežádoucího pozadí. Vzhled uživatelského okna po nastavení ovládacího prvku *Separace cévního řečiště* je vyobrazen na Obr. 58. Extrakce cévního řečiště je vždy provedena pro segmentovaný snímek dle nastaveného počtu prahovacích úrovní. Pokud uživatel potřebuje extrahovat

cévní řečiště pro jiný počet prahovacích úrovní, musí tento počet nově zvolit z rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní* a poté nastavit ovládací prvek *Separace cévního řečiště*.



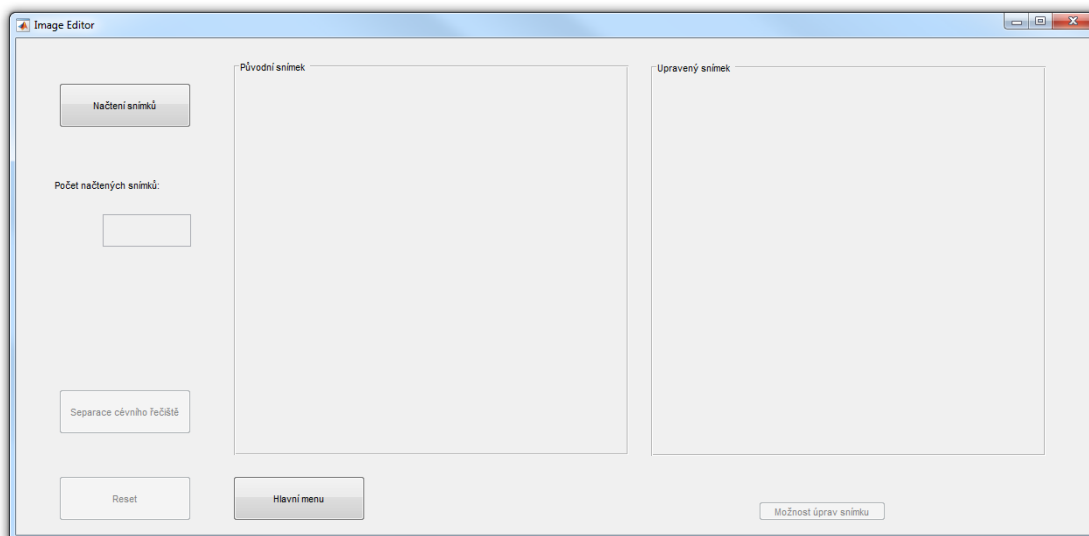
Obr. 58 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu jednoho snímku po extrakci cévního řečiště. Konkrétně pro 4 prahovacích úrovní.

Po provedení extrakce cévního řečiště zmizí posuvník pro volbu jasu. Volba jasu tedy není poskytnuta pro samotné extrahované cévní řečiště. A to z důvodu, že změna jasu je prováděna na základě matematického součtu hodnoty, na kterou je nastaven posuvník a 2D matice upravovaného snímku. V tomto případě je, ale extrahované cévní řečiště v barevném spektru již 3D maticí a tento matematický součet není možno realizovat. Možnost volby jasu je opět poskytnuta po vybrání jiného počtu prahovacích úrovní z rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní*, ale zároveň před nastavením ovládacího prvku *Separace cévního řečiště*.

Smyslem této podkapitoly je prezentovat vzhled a možnosti úprav, které poskytuje software pro úpravu medicínských dat. Konkrétně jeho část pro úpravu jednoho snímku. Proto je zde prováděna segmentace snímku a separace cévního řečiště jen pro jednu vybranou možnost z nastavení počtu prahovacích úrovní (konkrétně 4 prahovací úrovně) a jen pro jeden ilustrativní snímek. Testování celého softwaru na více datech je uvedeno v kapitole níže.

5.5.3 Editace více snímků

Třetí částí graficko-uživatelského rozhraní je uživatelské okno pro úpravu a editaci více snímků. Toto uživatelské okno je vyvoláno nastavením ovládacího prvku *Více snímků* v uživatelském okně *Hlavní menu*. Vzhled uživatelského okna pro úpravu více snímků ihned po jeho spouštění je zobrazen na následujícím obrázku.



Obr. 59 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu více snímků ihned po jeho spuštění.

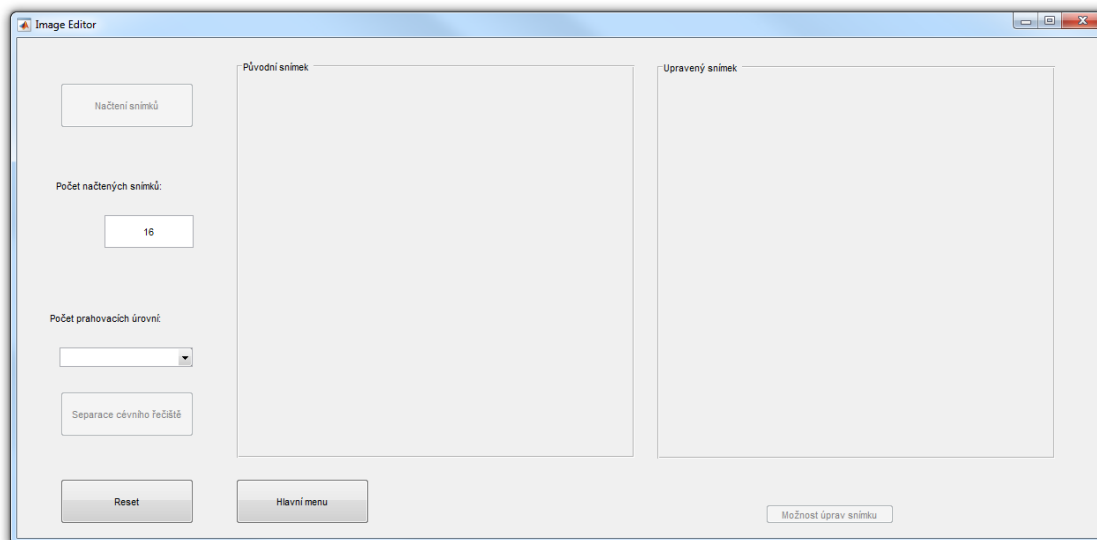
Uživatelské okno pro úpravu a editaci více snímků obsahuje po spuštění pětici ovládacích prvků. Konkrétně ovládací prvky *Načtení snímků*, *Separace cévního řečiště*, *Reset*, *Hlavní menu* a *Možnost úprav snímku*. Další součástí tohoto uživatelského okna jsou dva panely, na kterých budou následně zobrazovány původní a upravené snímky. A to panely *Původní snímek* a *Upravený snímek*. Dále obsahuje toto uživatelské okno možnost ukončení (zavření) pomocí červeného křížku v pravém horním rohu (tímto je ukončen také celý program pro úpravu medicínských snímků), možnost maximalizace uživatelského okna na celou obrazovku a možnost minimalizace uživatelského okna na hlavní panel (lištu).

Okamžitě po spuštění tohoto uživatelského okna je umožněno nastavení pouze dvojice ovládacích prvků. A to ovládacích prvků *Načtení snímků* a *Hlavní menu*. Nastavení ovládacího prvku *Hlavní menu* ukončí toto uživatelské okno a otevře uživatelské okno *Hlavní menu*. Tímto je umožněn návrat do hlavního menu v případě, kdy byla zvolena špatná možnost editace.

Nastavení ovládacího prvku *Načtení snímků* vyvolá a otevře dialogové okno umožňující výběr snímků pro následné úpravy z libovolné složky počítače. Primárně jsou zobrazovány snímky ve formátu jpg. V rolovací liště v pravém dolním rohu je možnost změnit formát zobrazovaných snímků na png nebo na všechny formáty. Toto dialogové okno je stejné, jako u editace jednoho snímku a je vyobrazeno výše na Obr. 52 (poznámka – vzhled a rozložení dialogového okna se může lišit na základě verze operačního systému a nastavení uživatele).

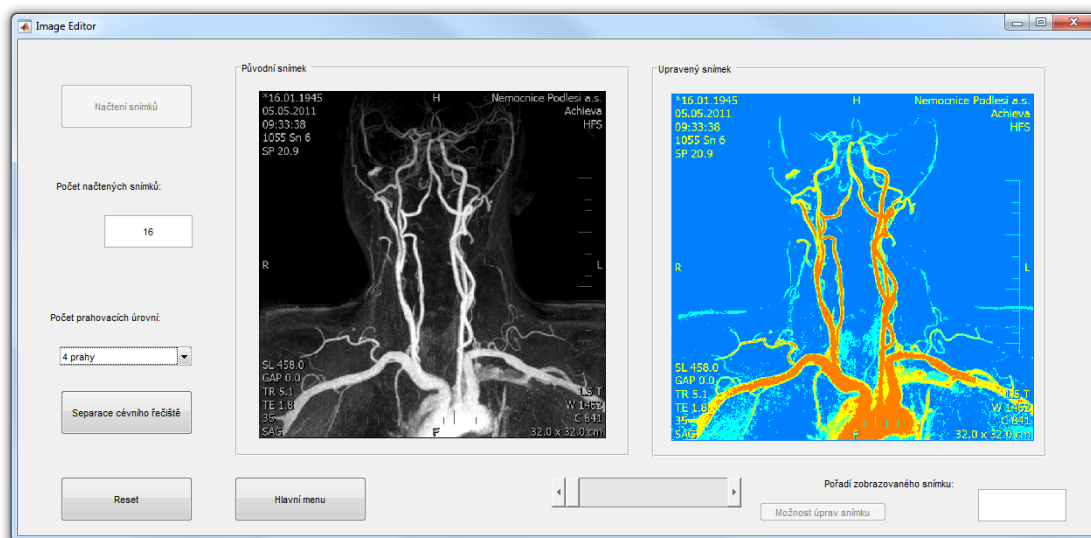
Po vybrání požadovaných snímků (jejich počet musí být minimálně 2) a jejich načtení pomocí ovládacího prvku *Otevřít* v dialogovém okně je v pozadí programu vytvořena 3D matice snímků. 3D matice obsahuje tolik snímků, kolik jich bylo načteno. Tento počet je zobrazen v poli s názvem *Počet načtených snímků*, viz Obr. 60. Zároveň je po načtení snímků povolena možnost použití ovládacího prvku *Reset* a je zobrazeno rolovací menu (pop-up menu) s popisem *Počet prahovacích úrovní*. Funkce ovládacího prvku *Načtení snímků* je zablokována. Nastavením ovládacího prvku *Reset* je ukončeno toto uživatelské okno a otevřeno znovu stejně jako na Obr. 59. Tímto způsobem je umožněn

restart programu v rámci tohoto uživatelského okna, tedy uživatelského okna pro úpravu více snímků. Kromě zavření a znovuotevření tohoto uživatelského okna dojde po nastavení ovládacího prvku *Reset* také ke smazání všech proměnných. Takto je ošetřeno možné přemazávání proměnných, která by mohlo vést k zacyklení programu.



Obr. 60 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu více snímků po načtení snímků.

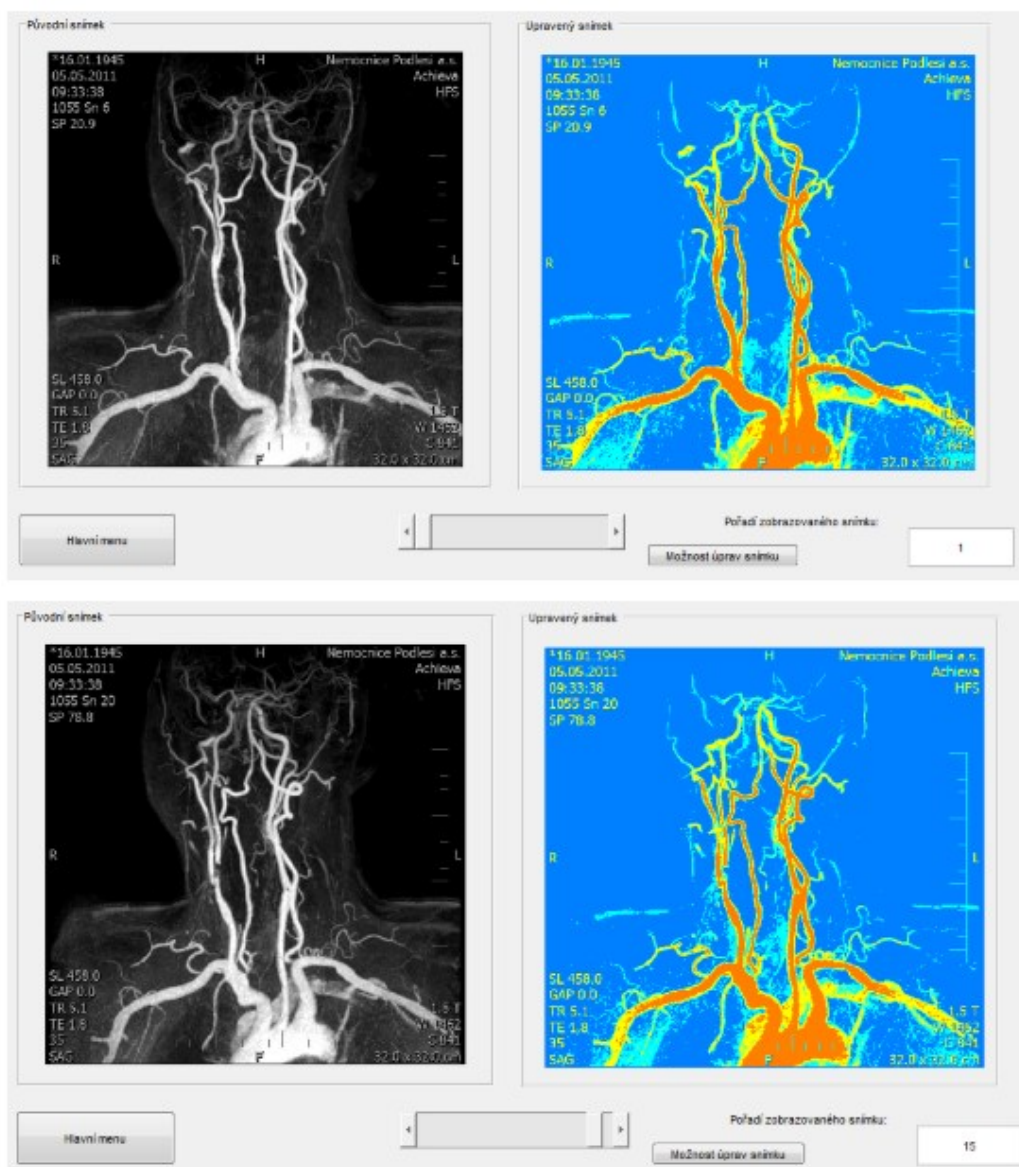
Po načtení snímků má uživatel zpětnou odezvu, že načtení proběhlo v pořádku v tom, že je zobrazeno číslo v poli *Počet načtených snímků*. Nyní je umožněno nastavit počet prahovacích úrovní pomocí rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní*. Detail otevřeného rolovacího menu s nabídkou různého počtu prahovacích úrovní je stejný jako u editace jednoho snímku a je vykreslen výše na Obr. 56. Po nastavení počtu prahovacích úrovní je provedena segmentace dle navrhovaného multilevel algoritmu všech jednotlivých snímků obsažených v původní 3D matici a v pozadí programu je vytvořena nová 3D matice obsahující segmentované snímky. Zároveň je v panelu *Původní snímek* vykreslen první snímek z 3D matice obsahující původní snímky a v panelu *Upravený snímek* je vykreslen první snímek z 3D matice segmentovaných snímků (poznámka – segmentovaný snímek, jež je vykreslován v panelu *Upravený snímek*, je převeden z šedotónového zobrazení do kontrastního barevného spektra a to z důvodu, že 3D matice segmentovaných snímků obsahuje segmentované snímky v šedotónovém zobrazení). Kromě vykreslení snímků do daných panelů je povolena funkce ovládacího prvku *Separace cévního řečiště*, je zobrazen posuvník (slider) umožňující měnit pořadí zobrazovaných snímků a je zobrazeno pole s názvem *Pořadí zobrazovaného snímku*. Situace při nastavení 4 prahovacích úrovní je uvedena níže na Obr. 61. Počet zvolených prahovacích úrovní je opět možné změnit vybráním jiné možnosti z rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní*.



Obr. 61 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu více snímků po vybrání počtu prahovacích úrovní z rolovacího menu. Konkrétně jsou vybrány 4 prahovací úrovně.

Nyní je na výběr, zda bude provedena ihned extrakce cévního řečiště pomocí nastavení ovládacího prvku *Separace cévního řečiště* nebo, zda bude pohybem posuvníku měněna pozice zobrazovaných snímků.

Při prvním použití posuvníku pro změnu pozice snímku je zobrazeno číslo vypovídající o pořadí snímků v 3D maticích v poli s názvem *Pořadí zobrazovaného snímku*. Změnou pozice posuvníku je umožněn výběr snímků, které budou zobrazovány nebo může být jeho kontinuálním pohybem docíleno plynulého pohybu mezi snímky a tím i 3D rotace dané série snímků. Na následujícím obrázku je znázorněn detail panelů *Původní snímek* a *Upravený snímek* pro dvě různé pozice posuvníku a tím je demonstrována rotace snímků. Zároveň je prvním použitím posuvníku povolena možnost použití ovládacího prvku *Možnost úprav snímku*.

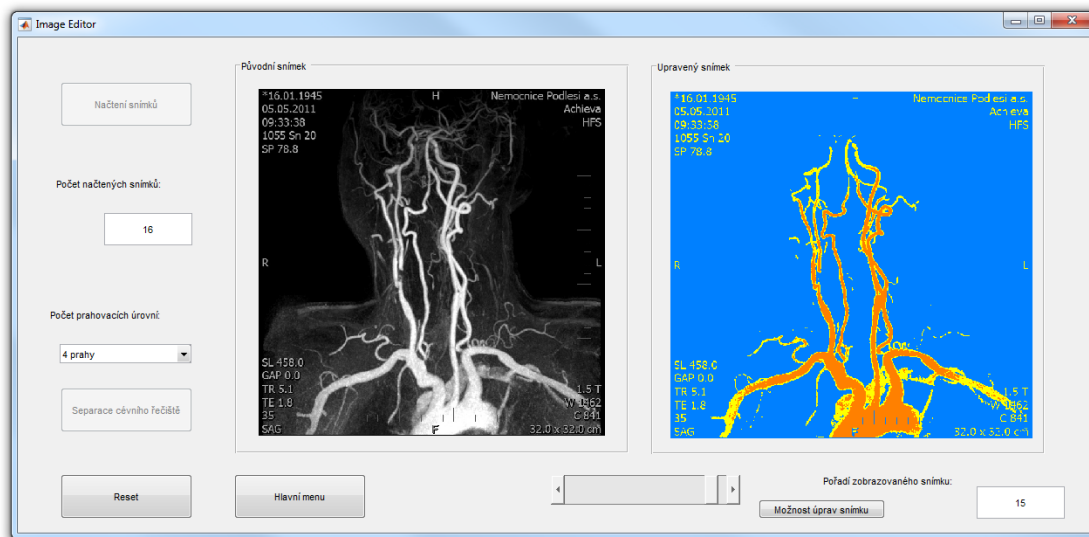


Obr. 62 – Detail panelů *Původní snímek* a *Upravený snímek* pro různé pozice posuvníku nastavujícího pozici snímků. Nahoře – snímky číslo 1, dole – snímky číslo 15.

Nastavení ovládacího prvku *Možnost úprav snímku* ukončí toto uživatelské okno, uloží do proměnné aktuálně zobrazovaný snímek z panelu *Původní snímek* a otevře uživatelské okno pro úpravu jednoho snímků (Obr. 53) s tím, že je v tomto nově otevřeném okně ihned po spuštění načten snímek, jež byl uložen do proměnné a tedy byl zobrazován v uživatelském okně pro úpravu více snímků. Tímto je umožněno jednoduché přepnutí z úprav více snímků do úprav jednoho snímku v případě, kdy uživatele například zaujme jeden daný snímek z celé série a potřebuje provádět detailnější analýzu pomocí možnosti vybrání oblasti zájmu.

Poslední možnost, která může být provedena (pokud nebyl nastaven ovládací prvek *Možnost úprav snímku* a tím převedena práce do druhého uživatelského okna) je nastavení ovládacího prvku

Separace cévního řečiště. Vzhled uživatelského okna pro úpravu více snímků po nastavení ovládacího prvku *Separace cévního řečiště* je na Obr. 63.



Obr. 63 – Vzhled uživatelského okna pro úpravu více snímků po extrakci cévního řečiště. Konkrétně pro snímek číslo 15 segmentovaný pomocí 4 prahovacích úrovní.

Extrakce cévního řečiště je vždy provedena pro celou sérii segmentovaných snímků dle nastaveného počtu prahovacích úrovní. Pokud uživatel potřebuje extrahovat cévní řečiště pro jiný počet prahovacích úrovní, musí tento počet nově zvolit z rolovacího menu s popisem *Počet prahovacích úrovní* a poté nastavit ovládací prvek *Separace cévního řečiště*. Nadále je umožněna změna pořadí zobrazovaných snímků pomocí změny pozice posuvníku a použití ovládacího prvku *Možnost úprav snímku*.

Extrakci cévního řečiště z celé série segmentovaných snímků je ve své podstatě získán 3D model cévního řečiště, s kterým je možno manipulovat pomocí změny pozice posuvníku.

Smyslem této podkapitoly je prezentovat vzhled a možnosti úprav, které poskytuje software pro úpravu medicínských dat. Konkrétně jeho část pro úpravu více snímků. Proto je zde prováděna segmentace snímků a separace cévního řečiště jen pro jednu vybranou možnost z nastavení počtu prahovacích úrovní (konkrétně 4 prahovací úrovně) a jen pro jednu ilustrativní sérii snímků. Testování celého softwaru na více datech je uvedeno v kapitole níže.

6 Testování navrženého algoritmu na klinických datech

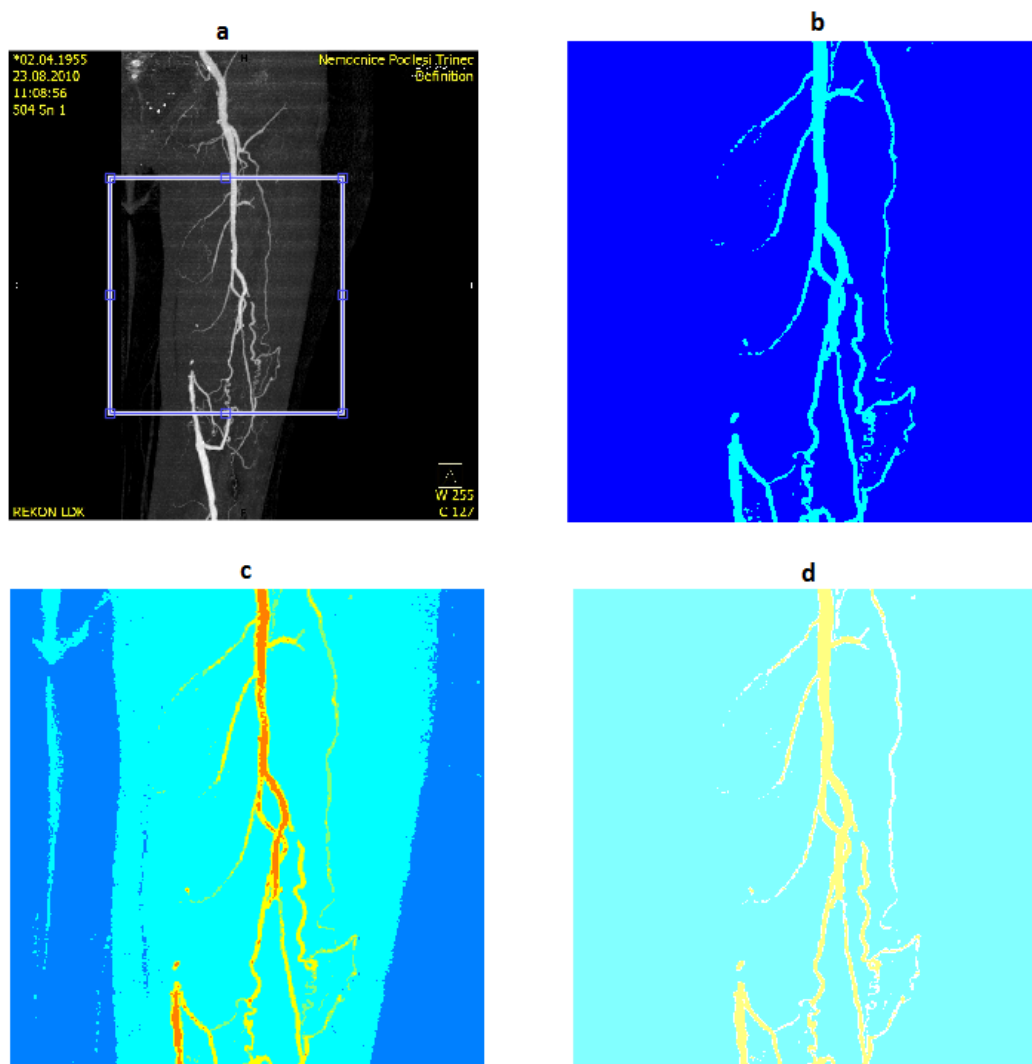
V předešlé kapitole je prezentován vývoj uživatelské aplikace pro detekci a vizualizaci cévního řečiště. Tato kapitola je věnována testování celé této uživatelské aplikace, v níž jsou zaimplementovány navrhované algoritmy pro segmentaci cévního řečiště a filtraci nežádoucího pozadí, na klinických datech. Klinickými daty jsou v tomto případě série snímků celkem 25 pacientů vyšetřených pomocí angiografie magnetickou rezonancí nebo angiografie výpočetní tomografie, které poskytla Nemocnici Podlesí v Třinci.

Z důvodu přehlednosti jsou na obrázcích níže prezentovány vždy jen samotné snímky, nikoliv snímky včetně celého graficko-uživatelského rozhraní.

6.1 Testování editace jednoho snímku

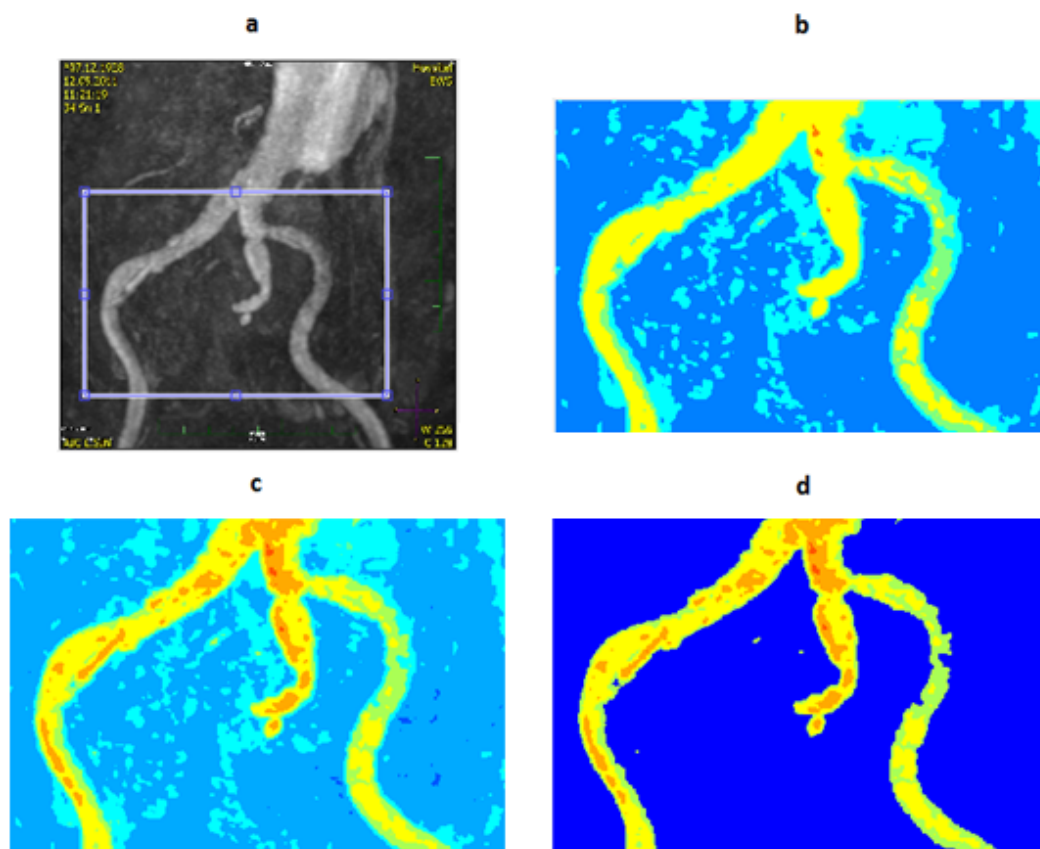
V této podkapitole jsou na obrázcích níže názorně ilustrovány výstupy softwaru pro analýzu medicínských snímků a to konkrétně jeho části pro úpravu jednoho snímku pro různé možnosti nastavení. Kvůli velkému počtu poskytnutých klinických dat a tomu, že nastavení softwaru pro jejich analýzu je pro každý snímek velmi rozmanité, zde ale není možné prezentovat každý snímek pro všechny možnosti nastavení. Proto jsou zde vyobrazeny různé snímky (typově odlišné) s různými možnostmi nastavení. Nastavení je zaměřeno především na docílení, co nejlepší extrakce cévního řečiště.

Na obrázcích níže je vždy uveden původní snímek a snímky upravené pro různé nastavení počtu prahovacích úrovní. U některých snímků je cévní řečiště dobře patrné již pouze po provedení segmentace pro vhodný počet prahovacích úrovní a provedení extrakce není potřebné nebo dokonce může mít i mírně negativní vliv a může potlačit některé části cévního řečiště. U jiných snímků je naopak cévní řečiště po pouhé segmentaci nedostatečně patrné a provedení odfiltrování pozadí je nutné. V některých případech lze docílit velmi dobře viditelného cévního řečiště i vhodným nastavením hodnoty jasu (poznámka – všechny snímky jsou vždy vyobrazeny s výchozím nastavením hodnoty jasu, pokud není uvedeno jinak).



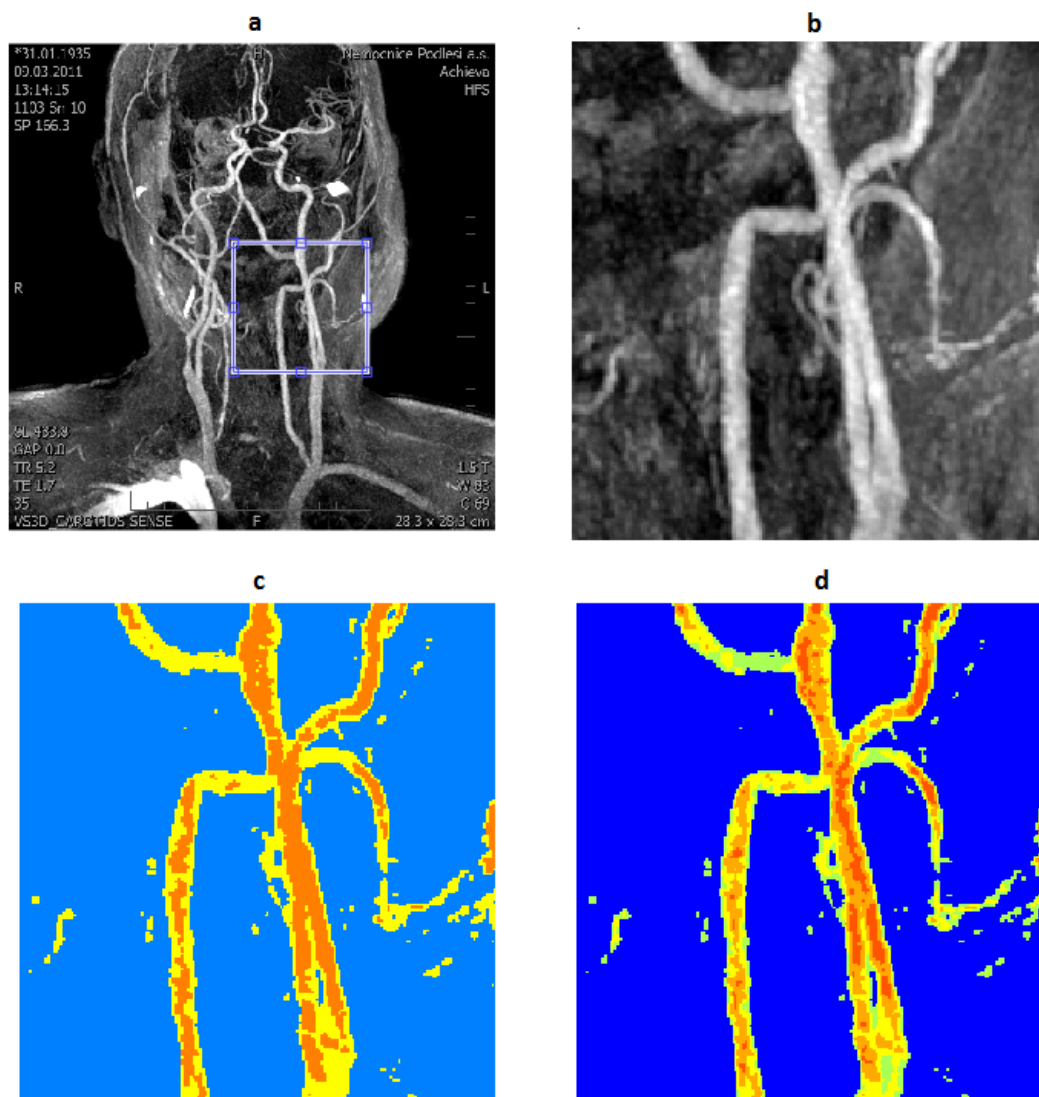
Obr. 64 – Původní a segmentované snímky oblasti dolní končetiny získané pomocí MRA. (a) – původní snímek s vybranou RoI, (b) – RoI segmentována pomocí 1 prahovací úrovně, (c) – RoI segmentována pomocí 4 prahovacích úrovní, (d) – RoI segmentována pomocí 4 prahovacích úrovní s manuálně nastavenou hodnotou jasu.

Na Obr. 64 jsou znázorněny původní a segmentované snímky oblasti dolní končetiny získané pomocí MRA. Na Obr. 64 (a) je uveden původní snímek s vybranou oblastí zájmu. Z dalšího snímku (Obr. 64 (b)) je patrné, že již provedení segmentace pomocí jedné prahovací úrovně má dobré výsledky a cévní řečiště je dobře rozpoznatelné. Při provedení segmentace pomocí 4 prahovacích úrovní (Obr. 64 (c)) je cévní řečiště segmentováno srovnatelně jako v předchozím případě s tím, že je patrný i obrys dolní končetiny. Provedení extrakce cévního řečiště by sice obrys odstranilo, ale zároveň také potlačilo nejtenčí cévy, proto je zde vhodnější docílit odstranění obrysu dolní končetiny pomocí změny hodnoty jasu. Tato situace je vidět na Obr. 64 (d). Segmentováním pomocí 8 prahovacích úrovní je pak již dosaženo jen srovnatelných výsledků a to i po provedení extrakce cévního řečiště.



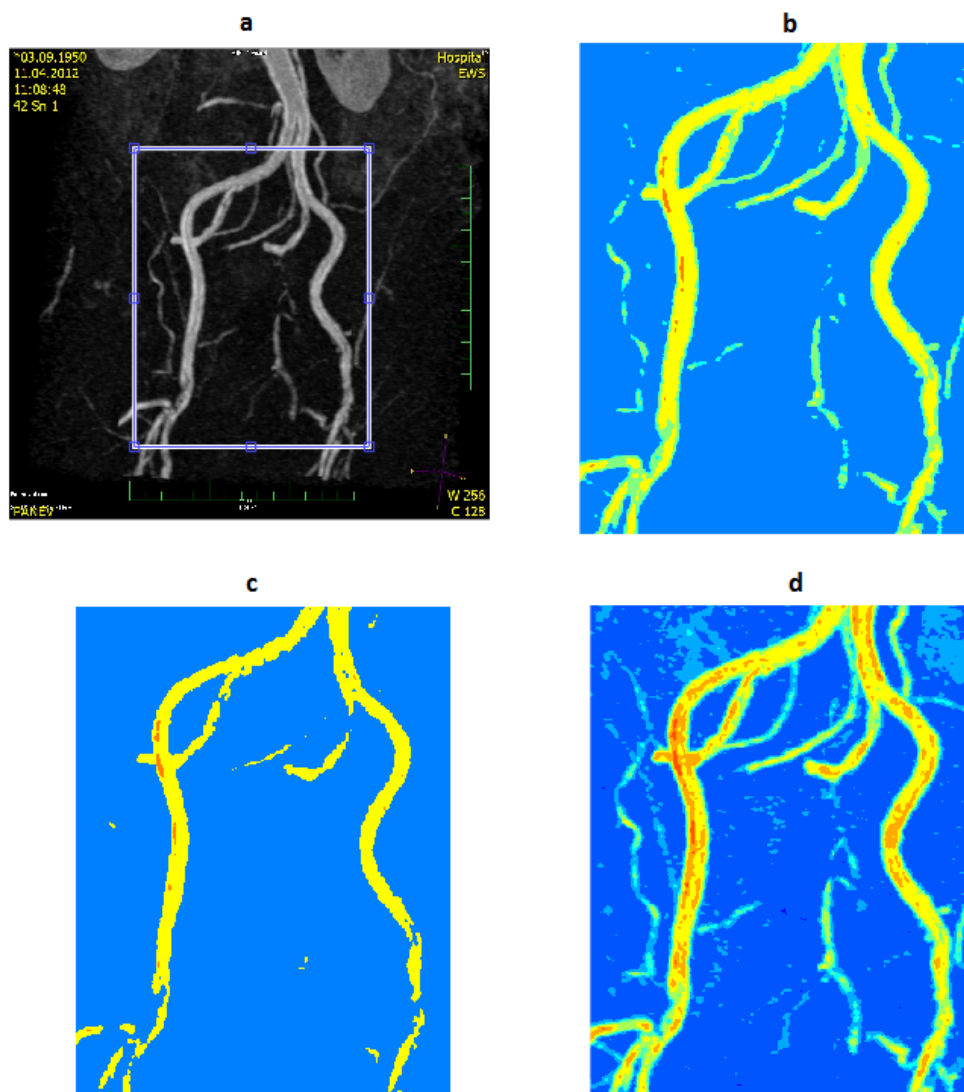
Obr. 65 – Původní a segmentované snímky blíže nespecifikované oblasti cévního řečiště získané pomocí MRA. (a) – původní snímek s vybranou RoI, (b) – RoI segmentována pomocí 4 prahovacích úrovní, (c) – RoI segmentována pomocí 8 prahovacích úrovní, (d) – RoI segmentována pomocí 8 prahovacích po provedení extrakce cévního řečiště.

Na Obr. 65 jsou uvedeny původní a segmentované snímky blíže nespecifikované oblasti cévního řečiště získané pomocí MRA. Na Obr. 65 (a) je uveden původní snímek s vybranou oblastí zájmu. Na Obr. 65 (b) je znázorněn snímek segmentován pomocí 4 prahovacích úrovní. Cévní řečiště je na něm již dobře patrné, jsou zde také ale i zbytky pozadí. Provedení extrakce cévního řečiště pro 4 prahovací úrovně sice zbytky pozadí odfiltrovalo, ale i s částmi samotného cévního řečiště. V tomto případě je tedy nejvhodnějším řešením segmentovat snímek pomocí 8 prahovacích úrovní (Obr. 65 (c)) a následně provést extrakci cévního řečiště pro tento počet prahovacích úrovní (Obr. 65 (d)). Segmentování tohoto snímku pomocí 1 prahovací úrovně nebo změna hodnoty jasu již nepřináší lepší výsledky.



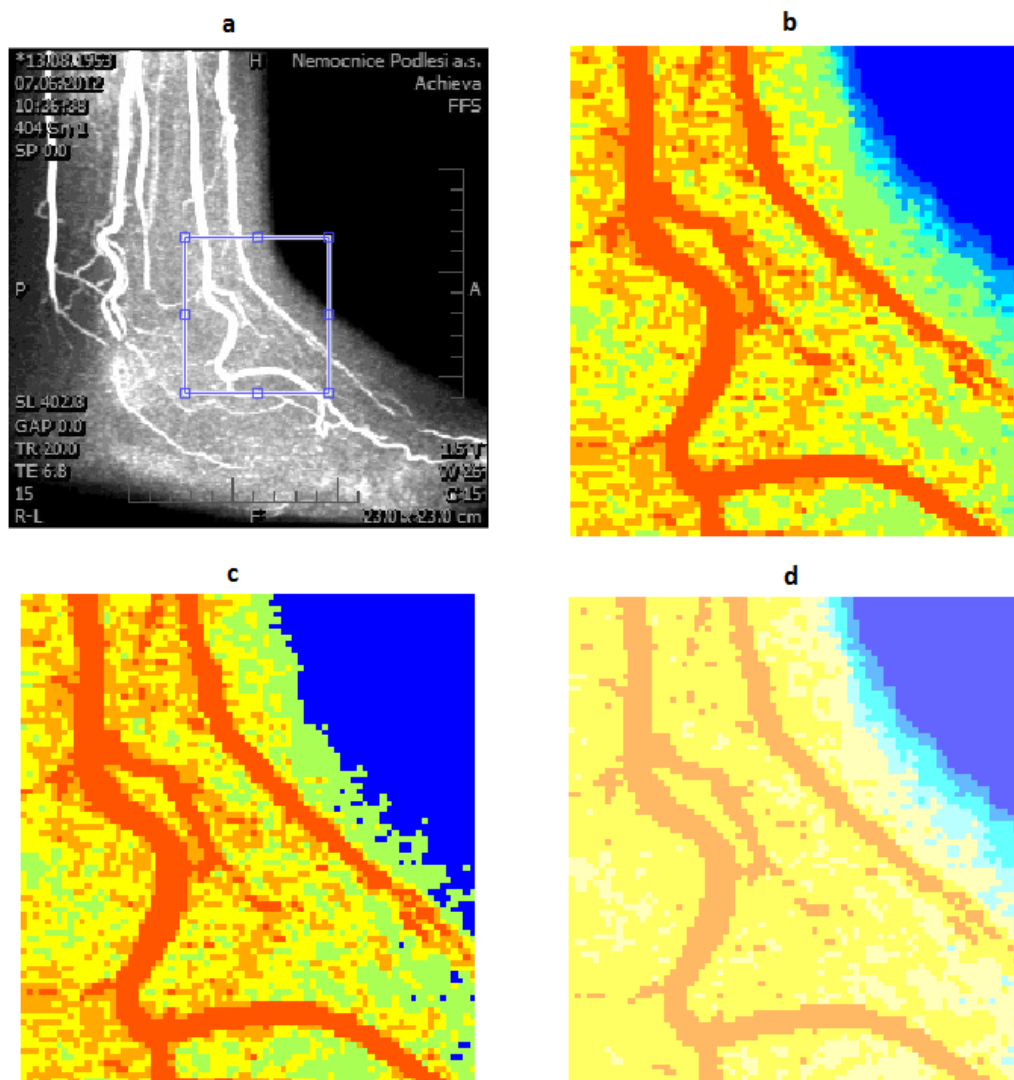
Obr. 66 – Původní a segmentované snímky oblasti hlavy a krku získané pomocí MRA. (a) – původní snímek s vybranou RoI, (b) – detail vybrané RoI, (c) – RoI segmentována pomocí 4 prahovacích úrovní po provedení extrakce cévního řečiště, (d) – RoI segmentována pomocí 8 prahovacích po provedení extrakce cévního řečiště.

Na Obr. 66 jsou znázorněny původní a segmentované snímky oblasti hlavy a krku získané pomocí MRA. Na Obr. 66 (a) je uveden původní snímek s vybranou oblastí zájmu. Detail této oblasti zájmu je na Obr. 66 (b). Na Obr. 66 (c) je vykreslen snímek segmentovaný pomocí 4 prahovacích úrovní po provedení extrakce cévního řečiště. Tento snímek můžeme porovnat s Obr. 66 (d), kde je uveden snímek segmentovaný pomocí 8 prahovacích úrovní po provedení extrakce cévního řečiště. Je patrné, že výsledné extrahované cévní řečiště je stejně dobře patrné, jak při použití 4 prahovacích úrovní, tak i při použití 8 prahovacích úrovní. Snímky bez odfiltrovaného pozadí obsahovaly rušivé pozadí a snímek segmentovaný pomocí 1 prahovací úrovně zobrazoval cévní řečiště rovněž s velkým zastoupením pozadí. V tomto případě je tedy použití extrakce cévního řečiště velmi přínosné.



Obr. 67 – Původní a segmentované snímky oblasti pánve získané pomocí MRA. (a) – původní snímek s vybranou RoI, (b) – RoI segmentovaná pomocí 4 prahovacích úrovní, (c) – RoI segmentována pomocí 4 prahovacích úrovní po provedení extrakce cévního řečiště, (d) – RoI segmentována pomocí 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 67 jsou uvedeny původní a segmentované snímky oblasti pánve získané pomocí MRA. Na Obr. 67 (a) je znázorněn původní snímek s vybranou oblastí zájmu. Snímek segmentovaný pomocí 4 prahovacích úrovní je uveden na Obr. 67 (b). Je vidět, že při použití extrakce cévního řečiště (Obr. 67 (c)) na snímek segmentovaný pomocí 4 prahovacích úrovní jsou kromě rušivého pozadí odfiltrovány i některé tenčí cévy. Na tento snímek proto není extrakce cévního řečiště doporučena v případech, kdy by měly být posuzovány menší cévy. Ty jsou totiž extrakcí potlačeny. Na snímku Obr. 67 (d) je pak uveden snímek segmentovaný pomocí 8 prahovacích úrovní bez provedení extrakce. Menší cévy jsou zde patrné, jako v případě použití 4 prahovacích úrovní, ale s větší mírou výskytu rušivého pozadí.



Obr. 68 – Původní a segmentované snímky oblasti hlezenního kloubu získané pomocí MRA. (a) – původní snímek s vybranou RoI, (b) – RoI segmentovaná pomocí 8 prahovacích úrovní, (c) – RoI segmentována pomocí 8 prahovacích úrovní po provedení extrakce cévního řečiště, (d) – RoI segmentována pomocí 8 prahovacích úrovní s manuálně nastavenou hodnotou jasu.

Na Obr. 68 jsou uvedeny původní a segmentované snímky oblasti hlezenního kloubu získané pomocí MRA. Na Obr. 68 (a) je znázorněn původní snímek s vybranou oblastí zájmu. Tento typ snímku, jehož odstín cévního řečiště je velmi podobný odstínu okolního pozadí, je pro navrhovaný software nejproblematictější. Snímek segmentovaný pomocí 1 prahovací úrovně nezobrazoval cévní řečiště vůbec, obdobná situace nastala při použití 4 prahovacích úrovní. Nejlepšího výsledku je zde dosaženo při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní (Obr. 68 (b)). Kromě cévního řečiště je, ale ve snímku obsaženo i velmi mnoho pozadí. Odfiltrování pozadí není docíleno ani po provedení extrakce cévního řečiště (Obr. 68 (c)). Ta v tomto případě odfiltruje jen část obrysu pozadí. Nejlepší je tedy v tomto případě vhodně nastavit hodnotu jasu pro snímek segmentovaný pomocí 8 prahovacích

úrovni před provedením extrakce cévního řečiště. Takovýto snímek je uveden na Obr. 68 (d). Pomocí vhodného nastavení hodnoty jasu je zde docíleno potlačení pozadí, při současném zachování zřetelnosti cévního řečiště.

6.1.1 Zhodnocení

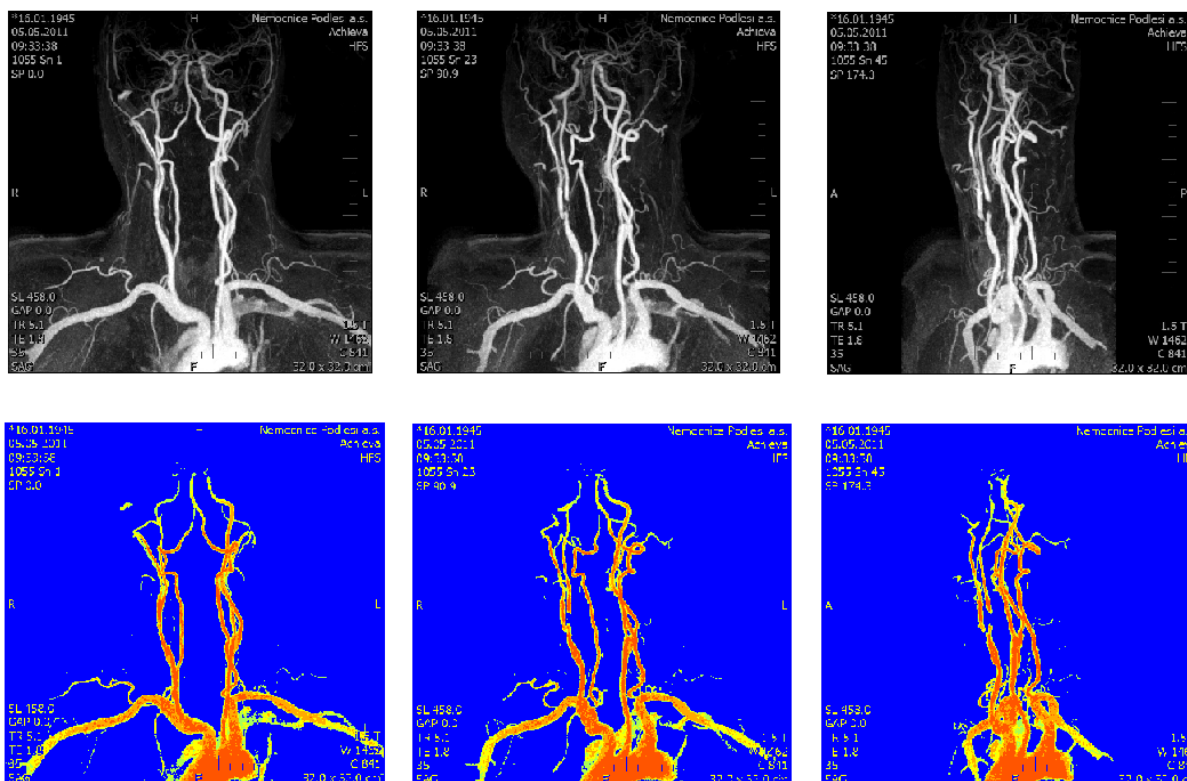
Na snímcích výše je demonstrována funkce a výstupy softwaru pro analýzu medicínských snímků a to konkrétně jeho části pro úpravu jednoho snímku pro různé možnosti nastavení. Obecně se dá říci, že vhodným individuálním nastavením se dá docílit velmi dobré extrakce cévního řečiště u všech typů poskytnutých dat ze všech oblastí lidského těla. Toto individuální nastavení spočívá v nastavení vhodného počtu prahovacích úrovní, provedení extrakce cévního řečiště a případném nastavení ideální hodnoty jasu.

Mírné problémy nastávají jen u snímků, jejichž cévní řečiště má podobný odstín šedi jako okolní pozadí. Takovýto typ snímku je uveden právě na Obr. 68. U těchto typů snímků by bylo vhodné mít možnost manuálně přenastavit citlivost filtračního algoritmu, aby dokázal potlačit více skupin pixelů (v tomto případě při použití 8 prahovacích úrovní nejen pixely s hodnotami $p + 1$, p , $p - 1$ a $p - 2$). Na této problematice bude v budoucnu v dalších verzích softwaru pracováno.

6.2 Testování editace více snímků

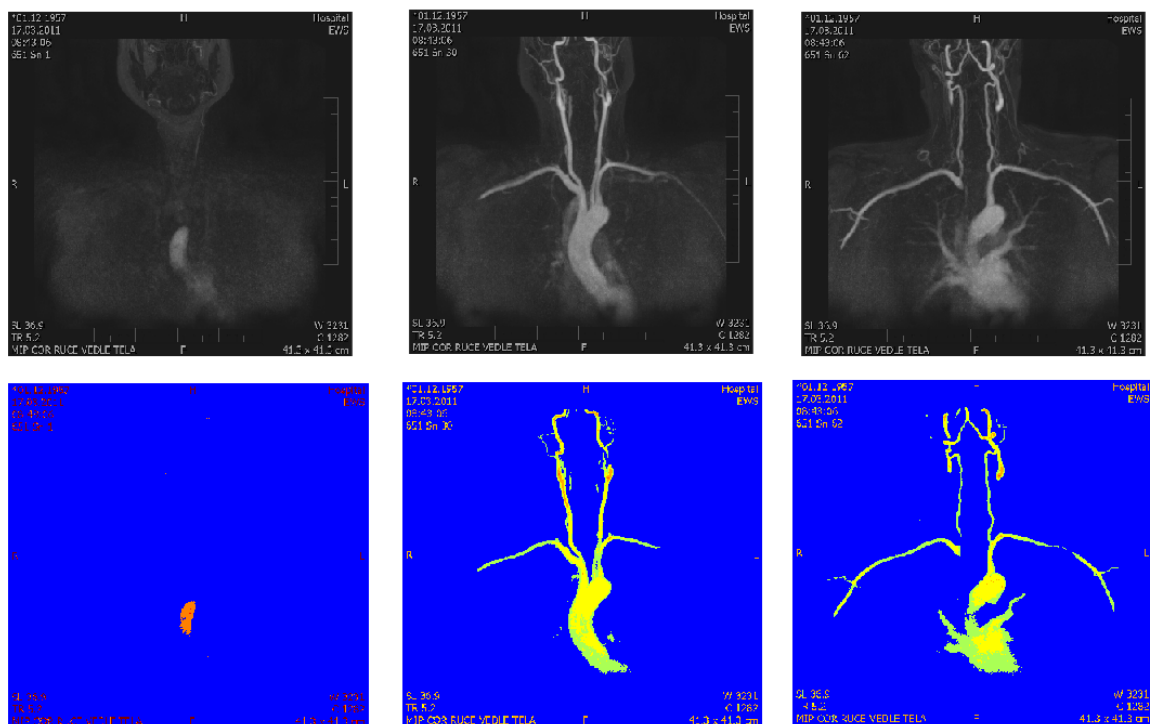
V této podkapitole jsou na obrázcích níže názorně ilustrovány výstupy softwaru pro analýzu medicínských snímků, konkrétně jeho části pro úpravu více snímků pro různé možnosti nastavení. Kvůli velkému počtu poskytnutých klinických dat a tomu, že nastavení softwaru pro jejich analýzu je pro každou sérii snímků velmi rozmanité, zde ale není možné prezentovat každou sérii snímků pro všechny možnosti nastavení. Proto jsou zde vždy vyobrazeny 3 snímky z původní série snímků a 3 snímky z upravené série snímků v různých možnostech natočení, aby byla prezentována možnost 3D manipulace s výsledným cévním řečištěm. Upravené snímky jsou vybírány s důrazem na docílení co nejlepší extrakce cévního řečiště.

Na obrázcích níže jsou vždy uvedeny 3 snímky z neupravené (původní) série snímků a 3 snímky z upravené série snímků. Ve všech případech jsou uvedeny první snímky sérií, snímky nacházející se uprostřed sérií a poslední snímky sérií. Díky tomu je zřetelně ilustrována možnost manipulace se snímky pomocí změny pozice posuvníku pro výběr zobrazovaných snímků.



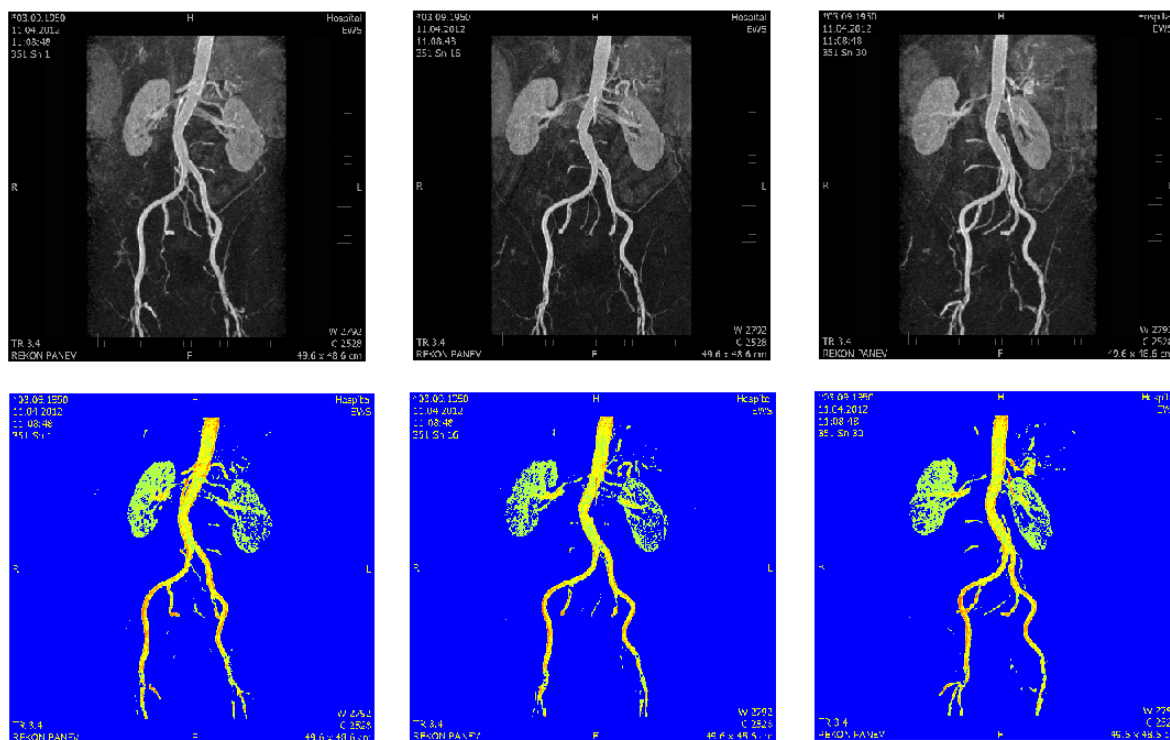
Obr. 69 – Původní a segmentované snímky oblasti hlavy a krku získané pomocí MRA. Nahoře: první, dvacátý třetí a čtyřicátý pátý snímek z původní série snímků. Dole: první, dvacátý třetí a čtyřicátý pátý snímek po extrakci cévního řečiště při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 69 jsou znázorněny původní a segmentované snímky oblasti hlavy a krku získané pomocí MRA. Na Obr. 69 nahoře jsou uvedeny původní snímky, dole pak snímky extrahovaného cévního řečiště při segmentaci pomocí 8 prahovacích úrovní. Je patrné, že cévní řečiště je v tomto případě dobře rozpoznatelné. Stejně dobrých výsledků je zde dosaženo i při použití 4 prahovacích úrovní. Před provedením extrakce cévního řečiště je cévní řečiště patrné, ale ve snímcích je obsaženo také i rušivé pozadí. Proto je zde použití extrakce cévního řečiště vítané.



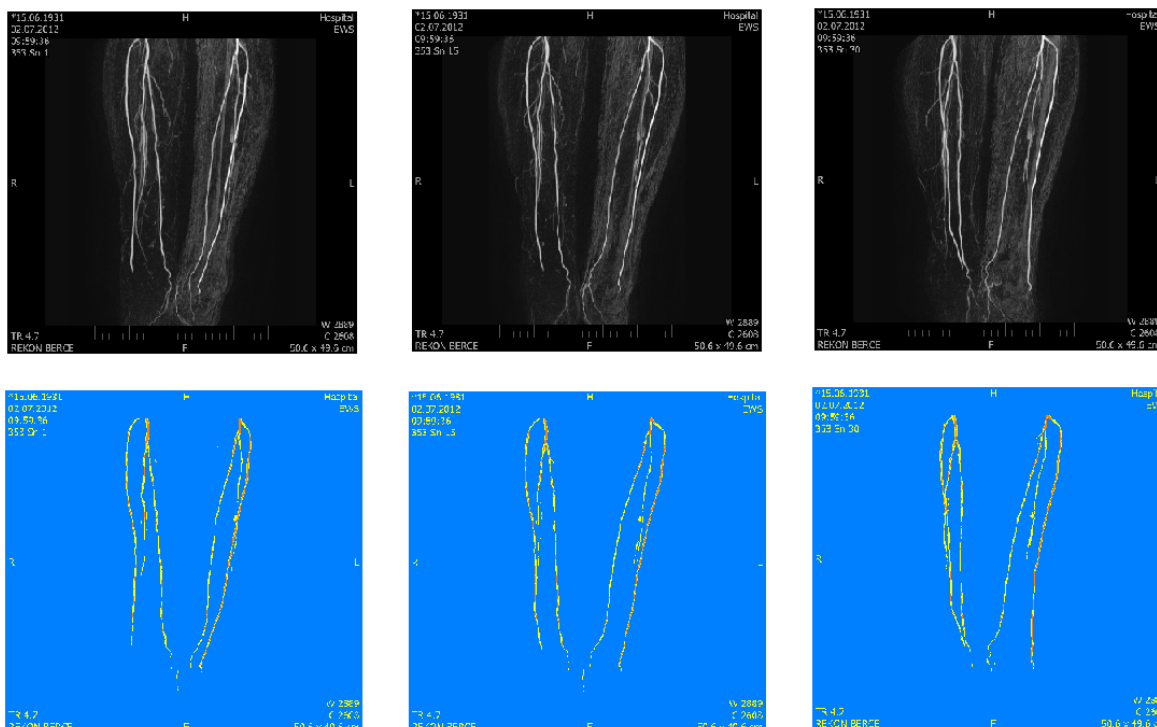
Obr. 70 – Původní a segmentované snímky oblasti hlavy a hrudníku získané pomocí CTA. Nahoře: první, třicátý a šedesátý druhý snímek z původní série snímků. Dole: první, třicátý a šedesátý druhý snímek po extrakci cévního řečiště při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 70 jsou znázorněny původní a segmentované snímky oblasti hlavy a hrudníku získané pomocí CTA. Na Obr. 70 nahoře jsou uvedeny původní snímky, dole pak snímky extrahovaného cévního řečiště při segmentaci pomocí 8 prahovacích úrovní. Tento případ názorně demonstruje postupné šíření krve s kontrastní látkou ze srdce do periferií po jejím aplikování. Cévní řečiště zde je zřetelné i při použití jiného počtu prahovacích úrovní a to i bez provedení jeho extrakce. Nejlepších výsledků je ovšem dosaženo v tomto případě. Tedy při segmentování snímků pomocí 8 prahovacích úrovní a následné extrakci cévního řečiště.



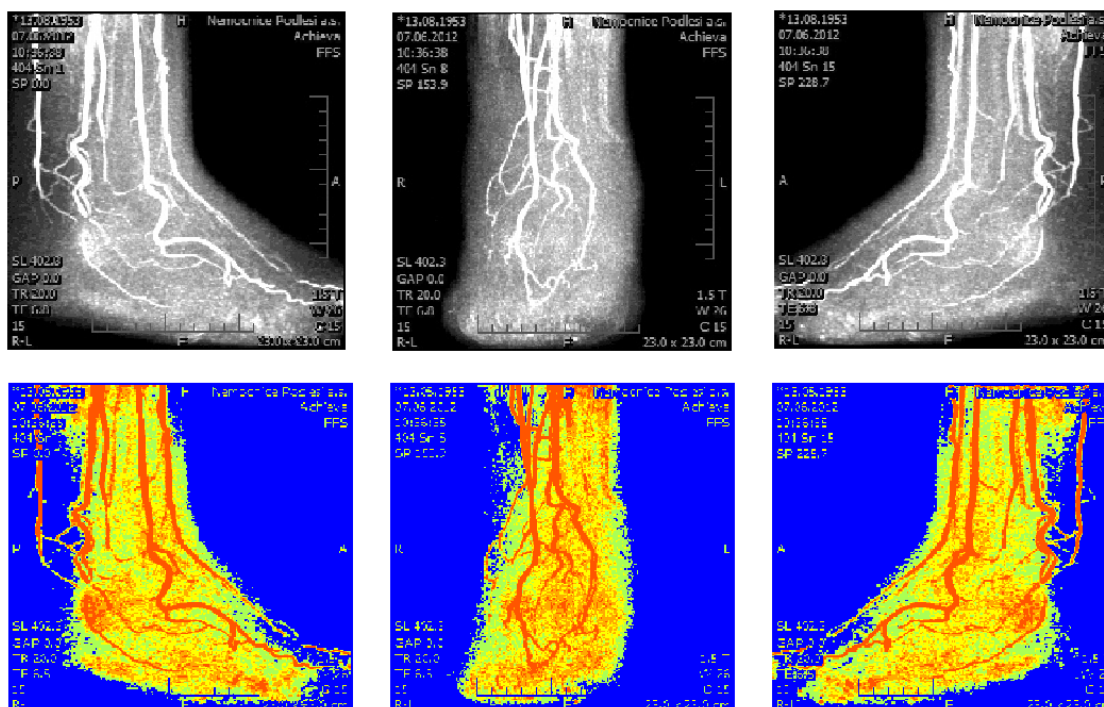
Obr. 71 – Původní a segmentované snímky oblasti pánve získané pomocí MRA. Nahoře: první, šestnáctý a třicátý snímek z původní série snímků. Dole: první, šestnáctý a třicátý snímek po extrakci cévního řečiště při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 71 jsou vyobrazeny původní a segmentované snímky oblasti pánve získané pomocí MRA. Na Obr. 71 nahoře jsou uvedeny původní snímky, dole pak snímky extrahovaného cévního řečiště při segmentaci pomocí 8 prahovacích úrovní. V tomto daném případě je opět dosaženo nejzřetelnějšího zobrazení cévního řečiště při segmentování snímků pomocí 8 prahovacích úrovní a použití následné extrakce cévního řečiště. Bez použití extrakce cévního řečiště obsahovaly snímky množství rušivého pozadí.



Obr. 72 – Původní a segmentované snímky oblasti dolní končetiny získané pomocí MRA. Nahoře: první, patnáctý a třicátý snímek z původní série snímků. Dole: první, patnáctý a třicátý snímek po extrakci cévního řečiště při použití segmentace pomocí 4 prahovacích úrovní.

Na Obr. 72 jsou znázorněny původní a segmentované snímky oblasti dolní končetiny získané pomocí MRA. Na Obr. 72 nahoře jsou uvedeny původní snímky, dole pak snímky extrahovaného cévního řečiště při segmentaci pomocí 4 prahovacích úrovní. V tomto případě je dosaženo srovnatelných výsledků při použití segmentace pomocí 4 i 8 prahovacích úrovní a následné extrakci cévního řečiště. Je zde ale patrné, že některé menší cévy mohou být procesem úprav potlačeny. Proto je v tomto případě výhodné použít pro detailnější analýzu konkrétního snímku možnost jeho úprav v uživatelském okně pro úpravu jednoho snímku pomocí nastavení ovládacího prvku *Možnost úprav snímku*. Zde je následně umožněno vybrání oblasti zájmu (RoI). V případě stanovení této RoI právě na oblasti menších cév budou tyto cévy po následných úpravách již zobrazovány.



Obr. 73 – Původní a segmentované snímky oblasti hlezenního kloubu získané pomocí MRA. Nahoře: první, osmý a patnáctý snímek z původní série snímků. Dole: první, osmý a patnáctý snímek po extrakci cévního řečiště při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní.

Na Obr. 73 jsou vyobrazeny původní a segmentované snímky oblasti hlezenního kloubu získané pomocí MRA. Na Obr. 73 nahoře jsou uvedeny původní snímky, dole pak snímky extrahovaného cévního řečiště při segmentaci pomocí 8 prahovacích úrovní. Na Obr. 68 je znázorněn jeden snímek z této série. Tento jeden snímek je pro navrhovaný software nejproblematictější a stejně je tomu tak i u celé série těchto snímků, a to z důvodů, že snímky obsahují cévní řečiště podobného odstínu šedi jako okolní pozadí. Nejlepších výsledků je zde dosaženo při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní a následné extrakci cévního řečiště. Zbytky pozadí ovšem ve snímcích i při tomto nastavení přetrvávají.

6.2.1 Zhodnocení

Na snímcích výše je demonstrována funkce a výstupy softwaru pro analýzu medicínských snímků, konkrétně jeho části pro úpravu více snímků pro různé možnosti nastavení. Dá říci, že nej kvalitnějšího zobrazení cévního řečiště u všech sérií snímků je dosaženo při použití segmentace pomocí 8 prahovacích úrovní a následné extrakci cévního řečiště.

Mírné problémy nastávají opět jen u série snímků, jejichž cévní řečiště má podobný odstín šedi jako okolní pozadí. Takováto série snímků je uvedena na Obr. 74. U těchto typů snímků by bylo vhodné mít možnost manuálně přenastavit citlivost filtračního algoritmu, aby dokázal potlačit více skupin pixelů (v tomto případě při použití 8 prahovacích úrovní nejen pixely s hodnotami $p + 1$, p , $p - 1$ a $p - 2$). Na této problematice bude v budoucnu v dalších verzích softwaru pracováno.

Závěr

Diagnostika cévního řečiště je velmi rozšířenou otázkou, jež se v medicíně řeší. A to z důvodu, že včasné nalezené patologické změny nalézající se v cévním řečišti mohou hrát klíčovou roli v další diagnostice a léčbě. Díky tomu, je pro medicínský personál jednodušší a přijatelnější diagnostikovat snímky obsahující pouze samotné cévní řečiště bez rušivého pozadí namísto snímků původních. Právě tuto otázku jsem řešil v této bakalářské práci.

Výsledkem této bakalářské práce je automatizovaný software pro úpravu medicínských snímků. Tento software disponuje uživatelsky příjemným a intuitivně ovladatelným prostředím v podobě graficko-uživatelským rozhraní sloužícího pro segmentaci cévního systému ze snímků získaných pomocí MRI a CT. Hlavním zaměřením softwaru je provádění extrakce cévního řečiště z těchto snímků a následná filtrace zbylého pozadí. Software umožňuje pracovat a upravovat, jak celé série snímků, a tím docílit možnosti vizualizace 3D modelu samotného cévního řečiště, tak i jednotlivé snímky v případě nutnosti jejich podrobnější analýzy.

Dá se říci, že vhodným nastavením parametrů softwaru pro daný snímek nebo sérii snímků je možno docílit kvalitní a dobře rozpoznatelné segmentace a extrakce cévního řečiště pro všechny typy snímků ze všech vyšetřovaných oblastí lidského těla.

Segmentace, na které staví celý software, probíhá na základě mnou navrženého multilevel algoritmu, jež dokáže dle stanoveného počtu prahovacích úrovní segmentovat snímek a tím odlišit právě cévní řečiště. Další důležitou částí zaimplementovanou v softwaru je algoritmus pro filtraci rušivého pozadí, který jsem také speciálně pro tuto aplikaci navrhnul.

Kompletní návrh a tvorbu graficko-uživatelského rozhraní a implementaci všech algoritmů jsem prováděl pomocí matematického programu MATLAB R2014b.

V budoucnu bych rád navržené řešení rozšířil o možnost extrakce geometrických parametrů cévního řečiště na základě prováděné segmentace obrazu.

Seznam použité literatury

1. PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. Zdravotnické elektrické přístroje 1. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, 411 s. ISBN 978-80-248-3107-7.
2. NOVÁK, Vilém, Iveta BRYJOVÁ, Barbora HRVOLOVÁ a Martin AUGUSTYNEK. Diagnostické metody v medicíně. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2013, 265 s. ISBN 978-80-248-3101-5.
3. NEKULA, Josef. Radiologie. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-1011-7.
4. ULMANN, Vojtěch. Kvalita rtg obrazu [online]. [cit. 2014-11-06]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>.
5. ZUNA, Ivan a Lubomír POUŠEK. Úvod do zobrazovacích metod v lékařské diagnostice. 1. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2002, 76 s. ISBN 80-010-2152-1.
6. FRANGI, Alejandro Federico. Three-dimensional model-based analysis of vascular and cardiac images = Driedimensionale Modelgestuurde Analyse van Vaat- en Hartbeelden (met een samenvatting in het Nederlands)/ Alejandro F. Frangi. Wageningen: Ponsen & Looijen, 2001. ISBN 9039326479.
7. LORENZ, C., I.-C. CARLSEN, T. M. BUZUG, C. FASSNACHT a J. WEESE. CVRMed-MRCAS '97: First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery, Grenoble, France, March 19-22, 1997 : proceedings. Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2D and 3D medical images. 1997, č. 1205, s. 233-242. DOI: 978-3-540-62734-0.
8. ULLMANN, Vojtěch. Rtg subtrakční radiografie. DSA [online]. [cit. 2014-10-16]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#KontrastLatky>.
9. HÁJOVSKÝ, Radovan, Radka PUSTKOVÁ a František KUTÁLEK. Zpracování obrazu v měřicí a řídicí technice. Vyd. 1. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2012, 1 DVD-ROM. ISBN 978-80-248-2596-0.
10. ŠPANĚL, Michal a BERAN. Obrazové segmentační techniky: Přehled existujících metod [online]. 2005, 2006 [cit. 2014-11-04]. Dostupné z: <http://www.fit.vutbr.cz/~spanel/segmentace/>.
11. PRATT, William K. Digital image processing: PIKS Scientific inside. 4th ed. Hoboken.: Wiley-Interscience, 2007, 782 s. ISBN 978-0-471-76777-0.

12. VOMÁČKA, Jaroslav, Josef NEKULA a Jiří KOZÁK. Zobrazovací metody pro radiologické asistenty. 1. vyd. V Olomouci: Univerzita Palackého, 2012, 153 s. ISBN 978-802-4431-260.
13. CT Angiography (CTA) [online]. 2013 [cit. 2014-11-08]. Dostupné z: <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=angiact>.
14. DOUGHERTY, Geoff. Digital Image Processing for Medical Applications. Leiden: Cambridge University Press, 2009. ISBN 978-051-1533-433.
15. The Watershed Transformation [online]. 2010 [cit. 2014-11-17]. Dostupné z: <http://cmm.enscm.fr/~beucher/wtshed.html>.
16. GREENSTED, Andrew. Otsu Thresholding [online]. 2010 [cit. 2014-11-18]. Dostupné z: <http://www.labbookpages.co.uk/software/imgProc/otsuThreshold.html>.
17. ZHANG, Fan, Xinhong ZHANG, Xianxing LIU, Kui CAO, Haishun DU a Yanbin CUI. Blood vessel enhancement for DSA images based on adaptive multi-scale filtering. Optik - International Journal for Light and Electron Optics. 2014, vol. 125, issue 10, s. 2383-2388. DOI: 10.1016/j.ijleo.2013.10.111. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030402613015088>.
18. BUDOFF, Matthew J, Stephan ACHENBACH a Andre DUERINCKX. Clinical utility of computed tomography and magnetic resonance techniques for noninvasive coronary angiography. Journal of the American College of Cardiology. 2003, vol. 42, issue 11, s. 1867-1878. DOI: 10.1016/j.jacc.2003.07.018. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735109703012336>.
19. YAN, Pingkun a Ashraf A. KASSIM. MRA Image Segmentation with Capillary Active Contour. s. 51. DOI: 10.1007/11566465_7. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/11566465_7.
20. XIANG, Yang, Albert C.S. CHUNG a Jian YE. An active contour model for image segmentation based on elastic interaction. Journal of Computational Physics. 2006, vol. 219, issue 1, s. 455-476. DOI: 10.1016/j.jcp.2006.03.026. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021999106001720>.
21. CHENYANG XU a J.L. PRINCE. Snakes, shapes, and gradient vector flow. IEEE Transactions on Image Processing. vol. 7, issue 3, s. 359-369. DOI: 10.1109/83.661186. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=661186>.

22. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. 1979, vol. 9, issue 1, s. 62-66. DOI: 10.1109/TSMC.1979.4310076. Dostupné z:<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=4310076>.
23. GUO, Wei ya, Xiao fei WANG a Xue zhi XIA. Two-dimensional Otsu's thresholding segmentation method based on grid box filter. Optik - International Journal for Light and Electron Optics. 2014, vol. 125, issue 18, s. 5234-5240. DOI: 10.1016/j.ijleo.2014.05.003. Dostupné z:<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0030402614005440>.
24. MARTINEZ-PEREZ, M. Elena, Alun D. HUGHES, Simon A. THOM, Anil A. BHARATH a Kim H. PARKER. Segmentation of blood vessels from red-free and fluorescein retinal images. Medical Image Analysis. 2007, vol. 11, issue 1, s. 47-61. DOI: 10.1016/j.media.2006.11.004. Dostupné z:<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1361841506000909>.
25. GUNTANA, Sukkaew. Automatic Blood Vessels Detection of the Retinal Image of Premature Infant. International Journal of Information Technology & Computer Science. 2013. Dostupné z:http://www.ijitcs.com/volume%207_No_1/Guntana+Sukkaew.pdf.
26. Multidimensional Arrays. MathWorks [online]. 2015 [cit. 2015-04-07]. Dostupné z: <http://www.mathworks.com/help/matlab/math/multidimensional-arrays.html>.